



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 10 2009 057 921 A1 2010.06.24

(12)

## Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: 10 2009 057 921.4

(22) Anmeldetag: 11.12.2009

(43) Offenlegungstag: 24.06.2010

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **A61B 18/12** (2006.01)

(30) Unionspriorität:

12/333,920 12.12.2008 US

(71) Anmelder:

ArthroCare Corp., Austin, Tex., US

(74) Vertreter:

Bosch Jehle Patentanwalts-gesellschaft mbH,  
80639 München

(72) Erfinder:

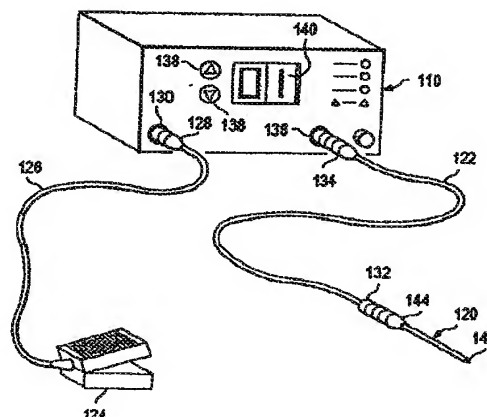
Marion, Duane, Santa Clara, Calif., US; Knudsen,  
Katherine, San Jose, Calif., US; DeCou, Robert,  
Menlo Park, Calif., US

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: Systeme und Verfahren zum Begrenzen einer Gelenktemperatur

(57) Zusammenfassung: Es werden hier Systeme und Verfahren zum Überwachen und Steuern einer Gelenktemperatur beschrieben, bei denen die Temperatur eines Fluids in einer Körper- oder Gelenkhöhle trotz der Energie, die während der Behandlung durch eine Ablationssonde erzeugt wird, bestimmt und/oder überwacht wird. Ein oder mehrere Temperatursensoren werden an der Sonde entlang proximal zur Elektrodenanordnung positioniert und messen die Temperatur eines elektrisch leitfähigen Fluids, ohne übermäßig durch den chirurgischen Effekt beeinflusst zu werden, der in der Nähe der Elektrodenanordnung auftritt. Das mit der Sonde gekoppelte Steuergerät kann auch konfiguriert werden, um Temperaturgrenzen und Behandlungszeiten einzustellen, sowie um eine Gelenktemperatur zu mäßigen, indem der Fluss des elektrisch leitfähigen Fluids geändert wird.



**Beschreibung****GEBIET DER ERFINDUNG**

**[0001]** Die vorliegende Erfindung betrifft Verfahren und Geräte zum Temperaturmessen an einem Ablationsort in einer Körperhöhle eines Patientenkörpers, wie etwa in einem Gelenk. Insbesondere betrifft die vorliegende Erfindung Verfahren und Geräte zum Temperaturmessen eines elektrisch leitfähigen Fluids in einer Körperhöhle während einer Ablation, wie etwa in einer Gelenkhöhle, ohne wesentlich durch den chirurgischen Effekt beeinflusst zu werden, der an der aktiven Elektrode eingeleitet wird.

**ALLGEMEINER STAND DER TECHNIK**

**[0002]** Das Gebiet der Elektrochirurgie umfasst eine gewisse Anzahl lose damit verbundener chirurgischer Techniken, welche die Anwendung elektrischer Energie, um die Struktur oder Integrität eines Patientengewebes zu ändern, gemeinsam haben. Elektrochirurgische Eingriffe funktionieren üblicherweise durch die Anwendung sehr hochfrequenter Ströme, um Gewebestrukturen zu zerschneiden oder zu abladieren, wobei der Vorgang monopolar oder bipolar sein kann. Monopolare Techniken beruhen auf einer externen Erdung des Patienten, wobei die chirurgische Vorrichtung nur einen einzigen Elektrodenpol definiert. Bipolare Vorrichtungen umfassen beide Elektroden für das Anlegen von Strom zwischen ihren Oberflächen.

**[0003]** Elektrochirurgische Eingriffe und Techniken sind besonders vorteilhaft, da sie im Allgemeinen Patientenblutungen und -trauma, die mit Schneidevorgängen verbunden sind, reduzieren. Zudem können elektrochirurgische Ablationseingriffe, bei denen eventuell Gewebeoberflächen und -volumen umgeformt werden, nicht durch andere Behandlungsmethoden ersetzt werden.

**[0004]** Die derzeitigen elektrochirurgischen Techniken, die zur Gewebeablation verwendet werden, leiden unter einer Unfähigkeit, die Nekrosentiefe in dem behandelten Gewebe zu steuern. Die meisten elektrochirurgischen Vorrichtungen beruhen auf der Erstellung eines elektrischen Bogens zwischen der Behandlungselektrode und dem abgeschnittenen oder abladierten Gewebe, um die gewünschte lokalisierte Erwärmung zu verursachen. Derartige Bögen schaffen jedoch häufig sehr hohe Temperaturen, die eine Nekrosentiefe von mehr als 500 µm, oft von mehr als 800 µm und manchmal von bis zu 1700 µm verursachen. Die Unfähigkeit, eine derartige Nekrosentiefe zu steuern, ist ein wesentlicher Nachteil bei der Verwendung elektrochirurgischer Techniken für eine Gewebeablation, insbesondere bei arthroskopischen Eingriffen zum Abladieren und/oder Umformen von Faserknorpel, Gelenkknorpel, Meniskusgewebe und

dergleichen.

**[0005]** Im Allgemeinen wird Radiofrequenz-(RF)Energie ausgiebig bei arthroskopischen Eingriffen verwendet, weil sie eine wirksame Resektion und Koagulation des Gewebes und einen relativ einfachen Zugriff auf die Zielgewebe durch ein Portal oder eine Kanüle hindurch bereitstellt. Ein typisches Phänomen, das mit der Verwendung von RF bei diesen Eingriffen verbunden ist, ist, dass die Ströme, die verwendet werden, um den chirurgischen Effekt herbeizuführen, zu einer Erwärmung des elektrisch leitfähigen Fluids führen können, das während des Eingriffs verwendet wird, um die Ablation bereitzustellen und/oder um den Behandlungsort auszuspülen. Wenn man die Temperatur dieses Fluids bis über einen Schwellentemperaturwert ansteigen ließe, könnte das erwärmte Fluid zu unerwünschter Nekrose oder einer Verletzung umgebender neuromuskulärer und/oder Weichgewebestrukturen führen.

**[0006]** Zu früheren Versuchen, diese schädlichen Auswirkungen zu mildern, gehörte entweder das Begrenzen der Leistungsabgabe des RF-Generators oder die Einfügung eines Absauglumens an der Distalspitze der elektrochirurgischen Vorrichtung, um ständig das betroffene Fluid von dem chirurgischen Ort zu entfernen und dadurch die Gesamttemperatur zu reduzieren. Diese Lösungen mögen wirksam sein, haben jedoch ihre Grenzen und ermöglichen keine direkte Rückmeldung basierend auf der tatsächlichen Temperatur des Fluids in der Gelenkhöhle.

**[0007]** Es wurden zahlreiche auf RF basierende Systeme auf dem Markt eingeführt, die von einem Temperatursensor Gebrauch machen, um die Gewebetemperatur an oder in der Nähe der Elektrode zu überwachen. Diese Systeme umfassen jedoch keine Mechanismen, um die Temperatur des Fluids in einer Körperhöhle, wie etwa einer Gelenkhöhle, zu überwachen.

**KURZDARSTELLUNG DER ERFINDUNG**

**[0008]** Bei der Überwachung der Temperatur eines elektrisch leitfähigen Fluids, das eine Körper- oder Gelenkhöhle ausspült, in der ein Ablationsprozess erfolgt, können ein oder mehrere Temperatursensoren an der Sonde entlang positioniert werden, um die Temperatur des elektrisch leitfähigen Fluids selber zu messen. Eine derartige Vorrichtung kann im Allgemeinen eine elektrochirurgische Sonde umfassen, die einen Schaft mit einem Distalende und einem Proximalende aufweist, wobei die Sonde ferner einen aktiven Elektrodenanschluss, der neben dem Distalende angeordnet ist, eine hochfrequente Energieversorgung, wobei die hochfrequente Energieversorgung mit dem aktiven Elektrodenanschluss und einem Rücklauf-Elektrodenanschluss gekoppelt ist, ein Fluidabsaugement zum Absaugen eines elektrisch

leitfähigen Fluids zwischen dem aktiven Elektrodenanschluss und dem Gewebe und einen Temperatursensor zum Messen der Temperatur des elektrisch leitfähigen Fluids, wobei der Temperatursensor um einen gewissen Abstand, z. B. 5 mm, von der Distalspitze oder der Elektrodenstruktur entfernt sein kann, umfasst.

**[0009]** Der Temperatursensor kann eine beliebige Anzahl von Sensoren umfassen, z. B. ein Thermoelement, einen Thermistor, einen Widerstandstemperaturdetektor (RTD), usw. Insbesondere kann der Temperatursensor ein Thermoelement Typ T umfassen, da diese Sensoren sich zur Verwendung in derartigen Sonden gut bewährt haben.

**[0010]** Im Gebrauch kann, sobald die Elektrodenanordnung wie gewünscht in der Körperhöhle oder dem Gelenk positioniert wurde und das elektrisch leitfähige Fluid dem Zielgewebeort innerhalb der Körper- oder Gelenkhöhle zugeführt wurde, eine Hochfrequenzspannung an die Elektrodenanordnung zur Leitung durch das elektrisch leitfähige Fluid hindurch angelegt werden. Der eine oder die mehreren Temperatursensoren, die proximal zur Elektrodenanordnung positioniert wurden, können verwendet werden, um eine Temperatur des leitfähigen Fluids selber zu erfassen und dabei von der elektrischen Aktivität der Elektroden unbeeinträchtigt oder unbeeinflusst zu bleiben. Wahlweise kann die erfasste Temperatur verwendet werden, um nachfolgend die Hochfrequenzspannung, die zwischen dem aktiven Elektrodenanschluss und der Rücklaufelektrode angelegt wird, zu steuern oder zu beeinträchtigen.

**[0011]** Um den Temperatureinfluss von einer aktiven Elektrode während der Gewebebehandlung zu reduzieren oder zu eliminieren, wird der Sensor wie gewünscht von der Elektrodenstruktur beabstandet und kann entsprechend proximal am Schaft der Sonde entlang positioniert werden. Bei einem gezeigten Beispiel befindet sich der Abstand des von der Elektrode entfernten Sensors bei mindestens 5 mm, kann jedoch auch je nach Machbarkeit kleiner oder größer sein. Wenn der Sensor entsprechend positioniert ist, kann der Sensor die Temperatur des infundierten elektrisch leitfähigen Fluids messen, das die Sonde und den Sensor umgibt, da die Temperatur des Fluids die Temperatur des umgebenden Gewebes oder der Gelenkhöhle angibt, in dem bzw. in der die Sonde für die Behandlung positioniert sein kann. Die Fluidtemperatur kann somit ohne Rücksicht auf die Wärmeenergie gemessen werden, die von der Elektrodenstruktur der Sonde erzeugt wird.

**[0012]** Der Temperatursensor kann direkt auf dem Schaft angebracht werden, obwohl bei Sonden, die ein Absauglumen aufweisen, der Zufluss und/oder Ausfluss von Fluid und Gas durch das darunterliegende Absauglumen die Temperatur beeinträchtigen

kann, die von dem Sensor erfasst wird. Somit kann eine wärmeisolierende Schicht, wie etwa ein Schrumpfschlauch oder eine andere Isolierung (z. B. bestehend aus Thermoplasten, wie etwa Polyolefin, Polyvinylchlorid (PVC), Polytetrafluorethylen (PTFE), fluoriertes Ethylen-Propylen (FEP), usw.), zwischen dem Temperatursensor und der Außenfläche der Sonde angeordnet werden. Der Sensor kann direkt an der Sonde und/oder an einer darunterliegenden Schicht über eine andere Isolierschicht, die auf dem Sensor liegt, und einen Leitungsdraht, der mit dem Sensor gekoppelt ist, befestigt werden. Das Hinzufügen der darüberliegenden Schicht, die aus einem der oben erwähnten Materialien bestehen kann, kann den Temperatursensor auch von seinem Umfeld aus umgebendem Fluid elektrisch isolieren, um zu verhindern oder zu vermeiden, dass elektrisches Rauschen in den Temperaturmesskreis eingeführt wird. Die darüberliegende Schicht kann ein Klebstoff sein, der aufgetragen wird, um den Sensor weiter zu isolieren. Zusätzlich und/oder alternativ kann der Temperatursensor isoliert und an der darunterliegenden Schicht über einen Klebstoff, z. B. einen Epoxid- oder Cyanacrylat-Kleber, der direkt auf den Sensor geklebt werden kann, befestigt werden.

**[0013]** Bei einer anderen Ausführungsform kann mehr als ein Sensor um den Schaft herum positioniert werden, um mehrere Ablesungen der Fluidtemperatur zu erzielen. Bei noch einer anderen Variante kann der Temperatursensor an dem Sondenschaft entlang integriert werden, so dass der Sensor an der Schaftoberfläche entlang eingelassen werden kann, und der Leitungsdraht kann durch ein Lumen hindurch geführt werden, das durch die Sonde hindurch definiert wird. Bei noch einer anderen Variante für Sonden mit einem Absauglumen zum Entziehen des elektrisch leitfähigen Fluids aus der Körper- oder Gelenkhöhle kann ein Temperatursensor alternativ in dem Absauglumen selber positioniert werden.

**[0014]** Unabhängig von oder zusätzlich zu den Temperaturerfassungsmechanismen in oder an der Sonde entlang können die Energiequelle und das Steuergerät ebenfalls konfiguriert werden, um eine Fluidtemperatur in der in Behandlung befindlichen Körper- oder Gelenkhöhle zu bestimmen, zu überwachen und/oder zu steuern. Der eine oder die mehreren Leitungsdrähte von ihren jeweiligen Temperatursensoren können durch das Kabel und in elektrische Verbindung mit einem Analog/Digital-(ADC)Wandler geleitet werden, der die Ausgabe des Temperatursensors in einen Digitalwert zur Kommunikation mit dem Mikrocontroller umwandeln kann. Der gemessene und umgewandelte Temperaturwert kann von dem Mikrocontroller mit einer vorherbestimmten Temperaturgrenze verglichen werden, die in dem Mikrocontroller vorprogrammiert oder gespeichert ist, so dass wenn der gemessene Temperaturwert der Körper- oder Gelenkhöhle diese vorherbestimmte Grenze

überschreitet, ein Alarm oder Indikator erzeugt werden kann und/oder die RF-Ausgabe deaktiviert oder reduziert werden kann. Zusätzlich und/oder alternativ kann der Mikrocontroller programmiert werden, um eine bestimmte Temperaturgrenze je nach Art der Vorrichtung, die mit dem Steuergerät gekoppelt ist, einzustellen.

[0015] Ferner kann der Mikrocontroller auch programmiert werden, um es dem Benutzer zu ermöglichen, aus spezifischen Gewebe- oder Eingriffsarten, z. B. Ablation von Knorpel oder Koagulation von Weichgewebe, usw., zu wählen. Jede besondere Gewebeart und/oder jeder besondere Eingriff kann über eine programmierte Temperaturgrenze verfügen, die im Voraus je nach Verletzungsempfindlichkeit der bestimmten Anatomie aufgrund einer Anhebung der Fluidtemperatur voreingestellt werden kann.

[0016] Bei zusätzlichen Ausführungsformen kann der Mikrocontroller programmiert werden, um die Aussetzung einer Körper- oder Gelenkhöhle an einen spezifischen erhöhten Fluidtemperaturpegel zu überwachen statt die Behandlungstemperatur auf den augenblicklichen gemessenen Temperaturwert zu begrenzen. Da z. B. die Fluidtemperatur während der Behandlung ansteigt, tritt eine Gewebenekrose typischerweise schneller auf; somit kann der Mikrocontroller programmiert werden, um einen Alarm oder eine Anzeige basierend auf einer Kombination aus Zeit und Temperatúraussetzung zu erzeugen.

[0017] Bei noch einer anderen Ausführungsform kann der Mikrocontroller programmiert werden, um einen Satz von mehreren zunehmenden Temperaturgrenzen zu umfassen. Es kann eine erste Temperaturgrenze programmiert werden, wodurch, wenn der gemessene Temperaturanstieg von Fluid, das die Körper- oder Gelenkhöhle ausspült, die erste Grenze überschreitet, ein Alarm oder eine Anzeige von dem Mikrocontroller automatisch erzeugt werden kann, um den Benutzer zu alarmieren. Es kann auch eine zweite Temperaturgrenze programmiert werden, wodurch, wenn die gemessene Temperatur von Fluid, das die Körper- oder Gelenkhöhle ausspült, die zweite Grenze überschritten hat, der Mikrocontroller programmiert werden kann, um die RF-Ausgabe der Elektrode zu reduzieren oder zu deaktivieren, um das Verletzungsrisiko für den Patienten zu mindern.

[0018] Zusätzlich und/oder alternativ kann das Steuergerät ferner konfiguriert sein, um mit einer Fluidpumpe, die konfiguriert sein kann, um eine Steuerung sowohl des Zuflusses von elektrisch leitfähigem Fluid in die Körper- oder Gelenkhöhle als auch des Ausflusses aus der Körper- oder Gelenkhöhle bereitzustellen, eine direkte Schnittstelle zu bilden. Die innerhalb der Körper- oder Gelenkhöhle gemessene Temperatur kann überwacht und als Steuerparameter für die Fluidpumpe verwendet werden, wodurch

der Fluidzufluss- und/oder Fluidausfluss reguliert werden kann, um eine Temperatur des Fluids, das die Körper- oder Gelenkhöhle ausspült, innerhalb eines vorgegebenen Bereichs oder unterhalb einer Temperaturgrenze, bei der eine mögliche Verletzung auftreten könnte, zu halten.

#### KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0019] Es zeigen:

[0020] Fig. 1 eine perspektivische Ansicht des elektrochirurgischen Systems, das eine elektrochirurgische Sonde und eine elektrochirurgische Energieversorgung umfasst.

[0021] Fig. 2 eine Seitenansicht einer elektrochirurgischen Sonde gemäß den vorliegenden Ausführungsformen.

[0022] Fig. 3 eine Querschnittsansicht der elektrochirurgischen Sonde aus Fig. 2.

[0023] Fig. 4A eine perspektivische Ansicht einer Ausführungsform der aktiven Elektrode für die Sonde aus Fig. 1 und Fig. 2.

[0024] Fig. 4B eine Detailansicht der Distalspitze der elektrochirurgischen Sonde aus Fig. 1 und Fig. 2, welche die aktive Untersuchungselektrode aus Fig. 4A umfasst.

[0025] Fig. 5 eine Detailansicht, die eine Gewebeablation abbildet.

[0026] Fig. 6A eine seitliche Teilansicht im Querschnitt eines Temperatursensors, der an dem Schaft einer elektrochirurgischen Sonde entlang, proximal zur Elektrodenanordnung, positioniert ist.

[0027] Fig. 6B eine seitliche Detailansicht im Querschnitt eines Temperatursensors, der durch einen Klebstoff isoliert ist.

[0028] Fig. 7 eine Seitenansicht einer anderen Variante, bei der mehrere Temperatursensoren um den Schaft einer elektrochirurgischen Sonde proximal zur Elektrodenanordnung positioniert werden können.

[0029] Fig. 8 eine Seitenansicht noch einer anderen Variante, bei der ein Temperatursensor an dem Schaft einer elektrochirurgischen Sonde entlang integriert werden kann.

[0030] Fig. 9 eine Seitenansicht noch einer anderen Variante, bei der ein Temperatursensor in einem Fluidlumen einer elektrochirurgischen Sonde positioniert werden kann, um die Fluidtemperatur aus unmittelbarer Nähe der aktiven Elektrode entfernt zu erfassen.



[0031] **Fig. 10** eine schematische Darstellung eines Mikrocontrollers innerhalb des Steuergeräts, das mit dem Temperatursensor gekoppelt ist.

[0032] **Fig. 11** eine erläuternde Grafik, die zeigt, wie der Mikrocontroller programmiert werden kann, um Behandlungszeit und Temperatur zu vergleichen.

[0033] **Fig. 12** eine erläuternde Grafik, die zeigt, wie der Mikrocontroller programmiert werden kann, um einen Alarm auf einer ersten Temperaturschwelle anzugeben und um weitere Energiezufuhr zu unterlassen, nachdem die Temperatur eine zweite Temperaturschwelle erreicht hat.

[0034] **Fig. 13** eine schematische Darstellung eines Mikrocontrollers und einer Fluidpumpe, die verwendet werden können, um den Zufluss oder Ausfluss von Fluiden durch eine elektrochirurgische Sonde zu steuern, um die Temperatur zu steuern.

[0035] **Fig. 14A** eine erläuternde Grafik, die den gemessenen Temperaturanstieg und -abstieg zeigt, in dem Maße, wie der Durchfluss des Fluids geändert wird.

[0036] **Fig. 14B** eine erläuternde Grafik, die Steigerungen des Durchflusses basierend auf der erfassten Temperatur zeigt.

#### AUSFÜHRLICHE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0037] Bevor die vorliegende Erfindung ausführlich beschrieben wird, versteht es sich, dass diese Erfindung nicht auf bestimmte hier dargelegte Varianten beschränkt ist, da diverse Änderungen oder Modifikationen an der beschriebenen Erfindung vorgenommen werden können und Äquivalente eingesetzt werden können, ohne Geist und Umfang der Erfindung zu verlassen. Wie es für den Fachmann nach dem Durchlesen der vorliegenden Offenbarung ersichtlich sein wird, weist jede der einzelnen hier beschriebenen und abgebildeten Ausführungsformen diskrete Bauteile und Merkmale auf, die ohne Weiteres von den Merkmalen jedes der mehreren anderen Ausführungsformen getrennt oder damit kombiniert werden können, ohne Umfang oder Geist der vorliegenden Erfindung zu verlassen. Zudem können zahlreiche Modifikationen vorgenommen werden, um eine bestimmte Situation, ein bestimmtes Material, eine bestimmte Stoffzusammensetzung, einen bestimmten Prozess, einen oder mehrere bestimmte Prozessvorgänge oder Prozessschritte dem oder den Ziel(en), dem Geist oder dem Umfang der vorliegenden Erfindung anzupassen. Alle derartigen Modifikationen sind dazu gedacht, in den Umfang der hier formulierten Ansprüche zu fallen.

[0038] Die hier erwähnten Verfahren können in je-

der beliebigen Reihenfolge der erwähnten Ereignisse, die logisch möglich ist, sowie in der erwähnten Reihenfolge der Ereignisse ausgeführt werden. Ferner versteht es sich, dass wenn ein Wertebereich bereitgestellt wird, jeder vorkommende Wert zwischen der oberen und unteren Grenze dieses Bereichs und jedem anderen angegebenen oder vorkommenden Wert in diesem angegebenen Bereich in der Erfindung inbegriffen ist. Es wird ebenfalls in Betracht gezogen, dass alle optionalen Merkmale der beschriebenen erfindungsgemäßen Varianten unabhängig oder in Kombination mit einem oder mehreren der hier beschriebenen Merkmale dargelegt und beansprucht werden können.

[0039] Aller hier erwähnten bestehenden Inhalte (z. B. Veröffentlichungen, Patente, Patentanmeldungen und Hardware) werden hiermit in vollem Umfang zur Bezugnahme übernommen, außer falls die Inhalte sich mit der vorliegenden Erfindung in Konflikt befinden (in diesem Fall ist die vorliegende Erfindung vorrangig). Die referenzierten Elemente werden allein für ihre Offenbarung vor dem Einreichungstag der vorliegenden Anmeldung bereitgestellt.

[0040] Eine Bezugnahme auf ein einzelnes Element umfasst die Möglichkeit, dass mehrere der gleichen Elemente vorhanden sind. Insbesondere umfassen die Einzahlformen „einer“, „eine“, „ein“ und „der“, „die“, „das“ wie sie hier und in den beigefügten Ansprüchen verwendet werden, Mehrzahlbezugnahmen, falls der Zusammenhang nicht eindeutig Anderes bestimmt. Es ist ferner zu beachten, dass die Ansprüche aufgesetzt werden können, um ein eventuelles optionales Element auszuschließen. Somit ist diese Angabe dazu gedacht, als vorrangige Grundlage zur Verwendung solch ausschließlicher Ausdrücke wie „einzig“, „nur“ und dergleichen in Verbindung mit dem Vortrag von Anspruchselementen oder zur Verwendung einer „negativen“ Einschränkung zu dienen. Letztlich versteht es sich, dass falls nicht anderweitig definiert, alle hier verwendeten technischen und wissenschaftlichen Begriffe die gleiche Bedeutung haben, wie sie gewöhnlich von einem Fachmann auf dem Gebiet, zu dem die Erfindung gehört, verstanden wird.

[0041] Die Behandlungsvorrichtung der vorliegenden Erfindung kann diverse Konfigurationen aufweisen. Eine Variante der Vorrichtung verwendet jedoch eine Behandlungsvorrichtung, welche die Coblation®-Technologie verwendet.

[0042] Der Rechtsnachfolger der vorliegenden Erfindung hat die Coblation®-Technologie entwickelt. Die Coblation®-Technologie umfasst die Anwendung eines hochfrequenten Spannungsunterschieds zwischen einer oder mehreren aktiven Elektroden und einer oder mehreren Rücklaufelektroden, um hohe elektrische Feldstärken in der Nähe des Zielgewebes

zu entwickeln. Die hohen elektrischen Feldstärken können erzeugt werden, indem eine Hochfrequenzspannung angewendet wird, die ausreicht, um ein elektrisch leitfähiges Fluid über mindestens einen Teil der aktiven Elektrode(n) in dem Bereich zwischen der Spitze der aktiven Elektrode(n) und dem Zielgewebe verdunsten zu lassen. Das elektrisch leitfähige Fluid kann eine Flüssigkeit oder ein Gas, wie etwa eine isotonische Kochsalzlösung, Blut, ein extrazelluläres oder intrazelluläres Fluid, das dem Zielort zugeführt wird oder sich bereits dort befindet, oder ein zähflüssiges Fluid, wie etwa ein Gel, das am Zielort aufgetragen wird, sein.

**[0043]** Wenn das leitfähige Fluid genug erwärmt ist, damit die Atome schneller von der Oberfläche verdunsten als sie wieder kondensieren, bildet sich ein Gas. Wenn das Gas genug erwärmt ist, damit die Atome zusammenstoßen, was eine Freisetzung von Elektronen in dem Prozess verursacht, bildet sich ein ionisiertes Gas oder Plasma (der so genannte „vierte Aggregatzustand“). Allgemein gesehen können Plasmen durch das Erwärmen eines Gases und das Ionisieren des Gases gebildet werden, indem ein elektrischer Strom hindurch geschickt wird oder indem Radiowellen in das Gas gestrahlt werden. Diese Verfahren der Plasmabildung ergeben Energie, um Elektronen direkt in das Plasma freizugeben, und Elektronen/Atom-Zusammenstöße setzen dann weitere Elektronen frei und der Prozess erfolgt dann kaskadierend, bis der gewünschte Ionisationsgrad erreicht ist. Eine weiterführende Beschreibung von Plasma ist in der Veröffentlichung „Plasma Physics“, von R. J. Goldston und P. H. Rutherford von Plasma Physics Laboratory of Princeton University (1995) zu finden, deren gesamte Offenbarung hiermit zur Bezugnahme übernommen wird.

**[0044]** In dem Maße, wie die Dichte der Plasma- oder Dampfschicht gering genug wird (d. h. weniger als ungefähr  $1020 \text{ Atome/cm}^3$  für wässrige Lösungen), nimmt die mittlere freie Weglänge der Elektronen zu, um es anschließend injizierten Elektronen zu ermöglichen, eine Stoßionisation innerhalb der Dampfschicht zu verursachen. Sobald die Ionenteilchen in der Plasmaschicht eine ausreichende Energie aufweisen, werden sie in Richtung auf das Zielgewebe beschleunigt. Die von den energiegeladenen Elektronen abgegebene Energie (z. B. 3,5 eV bis 5 eV) kann anschließend ein Molekül beschleunigen und seine Bindungen brechen, wodurch ein Molekül in freie Radikale aufgelöst wird, die sich dann zu endgültigen gasförmigen oder flüssigen Spezies kombinieren. Oft transportieren die Elektronen den elektrischen Strom oder absorbieren die Radiowellen und sind daher heißer als die Ionen. Somit transportieren die Elektronen, die von dem Gewebe weg in Richtung auf die Rücklaufelektrode transportiert werden, den größten Teil der Plasmawärme, wodurch es den Ionen ermöglicht wird, die Gewebemoleküle auf im We-

sentlichen nicht-thermische Art und Weise aufzubrechen.

**[0045]** Mittels dieser molekularen Auflösung (anstelle einer Wärmeverdunstung oder Karbonisation) wird die Zielgewebestruktur volumetrisch durch molekularen Zerfall größerer organischer Moleküle in kleinere Moleküle und/oder Atome, wie etwa Wasserstoff, Sauerstoff, Kohlenoxide, Kohlenwasserstoffe und Stickstoffverbindungen, entfernt. Dieser molekulare Zerfall entfernt die Gewebestruktur vollständig, im Gegensatz zu einem Dehydratisieren des Gewebematerials durch Entfernen von Flüssigkeit in den Zellen des Gewebes und von extrazellulären Fluiden, wie es typischerweise bei einer elektrochirurgischen Austrocknung und Verdunstung der Fall ist. Eine ausführlichere Beschreibung dieser Phänomene ist in dem gemeinsam übertragenen US-Patent Nr. 5,697,882 zu finden, dessen vollständige Offenbarung hiermit zur Bezugnahme übernommen wird.

**[0046]** Bei einigen Anwendungen der Coblation®-Technologie wird hochfrequente (RF) elektrische Energie in einem Umfeld aus einem elektrisch leitfähigen Medium angewendet, um eine Gewebestruktur zusammenschrumpfen zu lassen oder zu entfernen (d. h. herauszuschneiden, abzuschneiden oder zu abladiere) und die durchgeschnittenen Gefäße in dem Bereich des Zielgewebes zu versiegeln. Die Coblation®-Technologie ist auch zum Versiegeln größerer Arteriengefäße, z. B. mit einem Durchmesser von ungefähr 1 mm nützlich. Bei derartigen Anwendungen wird eine hochfrequente Energieversorgung bereitgestellt, die einen Ablationsmodus, wobei eine erste Spannung an eine aktive Elektrode angelegt wird, die ausreicht, um eine molekulare Auflösung oder einen Zerfall des Gewebes zu bewirken, und einen Koagulationsmodus, wobei eine zweite, niedrigere Spannung an eine aktive Elektrode angelegt wird (entweder dieselbe oder eine andere Elektrode), die ausreicht, um abgetrennte Gefäße innerhalb des Gewebes zu erwärmen, zusammenschrumpfen zu lassen und/oder eine Blutstillung derselben zu erreichen, aufweist.

**[0047]** Die Energiemenge, die von der Coblation®-Vorrichtung erzeugt wird, kann geändert werden, indem man diverse Faktoren anpasst, wie etwa: die Anzahl aktiver Elektroden; Größe und Abstand der Elektroden; Elektrodenoberfläche; Unebenheiten und scharfe Kanten auf den Elektrodenflächen; Elektrodenmaterialien; angelegte Spannung und Energie; Strombegrenzungsmittel, wie etwa Spulen; elektrische Leitfähigkeit des Fluids in Kontakt mit den Elektroden; Dichte des Fluids; und andere Faktoren. Entsprechend können diese Faktoren manipuliert werden, um den Energiepegel der erregten Elektronen zu steuern. Da verschiedene Gewebestrukturen verschiedene Molekülbindungen aufweisen, kann die Coblation®-Vorrichtung konfiguriert werden, um Ener-

gie zu produzieren, die ausreicht, um die Molekülbindungen eines bestimmten Gewebes zu brechen, aber nicht ausreicht, um die Molekülbindungen eines anderen Gewebes zu brechen. Fettgewebe (z. B. Depotfett) weist z. B. doppelte Bindungen auf, die zum Zerbrechen einen Energiepegel benötigen, der im Wesentlichen höher ist als 4 eV bis 5 eV (typischerweise ungefähr 8 eV). Dementsprechend ablatiert oder entfernt die Coblation®-Technologie im Allgemeinen ein derartiges Fettgewebe nicht; sie kann jedoch verwendet werden, um Zellen wirksam zu ablatieren, um den inneren Fettgehalt in flüssiger Form freizusetzen. Die Faktoren können natürlich geändert werden, so dass diese Doppelbindungen auch ähnlich wie die Einzelbindungen zerbrochen werden können (z. B. indem die Spannung erhöht wird oder indem die Elektrodenkonfiguration geändert wird, um die Stromdichte an den Elektrodenspitzen zu erhöhen). Eine weiterführende Beschreibung dieser Phänomene ist in den gemeinsam übertragenen US-Patenten Nr. 6,355,032, 6,149,120 und 6,296,136 zu finden, deren vollständige Offenbarungen hiermit zur Bezugnahme übernommen werden.

**[0048]** Die aktive(n) Elektrode(n) einer Coblation®-Vorrichtung können in oder von einem anorganischen Isolationsträger getragen werden, der in der Nähe des Distalendes des Instrumentenschafts positioniert ist. Die Rückklauelektrode kann sich auf dem Instrumentenschaft, auf einem anderen Instrument oder außen am Patienten (d. h. als Dispersionspad) befinden. Das Proximalende des Instruments bzw. der Instrumente umfasst die geeigneten elektrischen Anschlüsse, um die Rückklauelektrode(n) und die aktive(n) Elektrode(n) mit einer hochfrequenten Stromversorgung, wie etwa einem elektrochirurgischen Generator, zu koppeln.

**[0049]** Bei einem Beispiel einer Coblation®-Vorrichtung zur Verwendung mit den hier offenbarten Ausführungsformen ist die Rückklauelektrode der Vorrichtung typischerweise proximal zu der bzw. den aktiven Elektrode(n) um einen passenden Abstand entfernt, um einen elektrischen Kurzschluss zwischen den aktiven und den Rückklauelektroden in Gegenwart eines elektrisch leitfähigen Fluids zu vermeiden. In vielen Fällen ist der Distalrand der freiliegenden Oberfläche der Rückklauelektrode um ungefähr 0,5 mm bis 25 mm von dem Proximalrand der ausgesetzten Oberfläche der aktiven Elektrode(n), bevorzugt um ungefähr 1,0 mm bis 5,0 mm, entfernt. Natürlich kann sich dieser Abstand mit verschiedenen Spannungsbereichen, leitfähigen Fluiden und je nach der Nähe der Gewebestrukturen zu den aktiven und Rückklauelektroden ändern. Die Rückklauelektrode weist typischerweise eine freiliegende Länge im Bereich von ungefähr 1 mm bis 20 mm auf.

**[0050]** Eine Coblation®-Behandlungsvorrichtung zur Verwendung gemäß der vorliegenden Ausführungs-

formen kann eine einzelne aktive Elektrode oder eine Gruppe von aktiven Elektroden, die um die distale Oberfläche eines Katheters oder einer Sonde herum angeordnet sind, verwenden. Bei der letzt genannten Ausführungsform umfasst die Elektrodengruppe üblicherweise eine Vielzahl von unabhängig strombegrenzten und/oder energiegesteuerten aktiven Elektroden, um elektrische Energie selektiv an das Zielgewebe anzulegen und dabei das unerwünschte Anlegen von elektrischer Energie an das umgebende Gewebe und das Umfeld, die sich aus Energieverlust in umgebende elektrisch leitfähige Fluide, wie etwa Blut, normale Kochsalzlösung und dergleichen, ergibt, einzuschränken. Die aktiven Elektroden können unabhängig strombegrenzt werden, indem man die Anschlussklemmen von jeder Elektrode isoliert und jede Anschlussklemme an eine getrennte Energiequelle anschließt, die von den anderen aktiven Elektroden isoliert ist. Alternativ können die aktiven Elektroden entweder an den proximalen oder an den distalen Enden des Katheters aneinander angeschlossen werden, um einen einzelnen Draht zu bilden, der mit einer Energiequelle gekoppelt ist.

**[0051]** Bei einer Konfiguration ist jede einzelne aktive Elektrode in der Elektrodengruppe von allen anderen aktiven Elektroden in der Gruppe innerhalb des Instruments elektrisch isoliert und ist an eine Energiequelle, die von jeder der anderen aktiven Elektroden in der Gruppe isoliert ist, oder an Schaltungen, die den Stromfluss zu der aktiven Elektrode begrenzen oder unterbrechen, wenn Material mit geringem spezifischem Widerstand (z. B. Blut, ein elektrisch leitfähiges salinisches Spülmittel oder ein elektrisch leitfähiges Gel) einen Pfad mit niedrigerer Impedanz zwischen der Rückklauelektrode und der einzelnen aktiven Elektrode verursacht, angeschlossen. Die isolierten Energiequellen für jede einzelne aktive Elektrode können getrennte Energieversorgungsschaltungen sein, die interne Impedanzcharakteristiken aufweisen, welche die Energie für die dazugehörige aktive Elektrode begrenzen, wenn ein niederohmiger Rücklaufpfad vorgefunden wird. Beispielfhaft kann die isolierte Energiequelle eine benutzerwählbare konstante Stromquelle sein. Bei dieser Ausführungsform ergeben Pfade mit niedrigerer Impedanz automatisch Erwärmungspegel mit geringerem spezifischem Widerstand, da die Erwärmung proportional zum Quadrat des Betriebsstroms mal der Impedanz ist. Alternativ kann eine einzelne Energiequelle an jede der aktiven Elektroden durch unabhängig zu betätigende Schalter oder durch unabhängige Strombegrenzungselemente, wie etwa Spulen, Kondensatoren, Widerstände und/oder Kombinationen davon, angeschlossen werden. Die Strombegrenzungselemente können in dem Instrument, den Verbindungsstücken, dem Kabel, dem Steuergerät oder an dem leitfähigen Pfad von dem Steuergerät zu der Distalspitze des Instruments bereitgestellt werden. Alternativ können der Widerstand und/oder die Kapazität auf



der Oberfläche der aktiven Elektrode(n) aufgrund von Oxidschichten, die ausgewählte aktive Elektroden bilden (z. B. eine Titan- oder Widerstandsbeschichtung auf der Metalloberfläche, wie etwa Platin), erfolgen.

**[0052]** Die Coblation®-Vorrichtung ist nicht auf elektrisch isolierte aktive Elektroden oder auch nur auf eine Vielzahl von aktiven Elektroden beschränkt. Z. B. kann die Gruppe aktiver Elektroden an eine einzelne Zuleitung angeschlossen sein, die sich durch den Katheterschaft bis zu einer Energiequelle mit Hochfrequenzstrom erstreckt.

**[0053]** Der Spannungsunterschied, der zwischen der bzw. den Rücklaufelektrode(n) und der bzw. den aktiven Elektrode(n) angelegt wird, liegt auf Hoch- bzw. Radiofrequenz, typischerweise zwischen ungefähr 5 kHz und 20 MHz, üblicherweise zwischen ungefähr 30 kHz und 2,5 MHz, bevorzugt zwischen ungefähr 50 kHz und 500 kHz, oft bei weniger als 350 kHz und oft zwischen ungefähr 100 kHz und 200 kHz. Bei bestimmten Anwendungen hat die Anmelderin herausgefunden, dass eine Frequenz von ungefähr 100 kHz nützlich ist, weil die Gewebeimpedanz auf dieser Frequenz viel größer ist. Bei anderen Anwendungen, wie etwa Eingriffen in oder am Herz oder Kopf und Nacken, können höhere Frequenzen wünschenswert sein (z. B. 400 bis 600 kHz), um einen niederfrequenten Stromfluss in das Herz oder die Nerven von Kopf und Nacken zu minimieren.

**[0054]** Die angelegte RMS-(Effektiv-)Spannung liegt üblicherweise im Bereich von ungefähr 5 Volt bis 1000 Volt, bevorzugt in dem Bereich von ungefähr 10 Volt bis 500 Volt, oft zwischen ungefähr 150 Volt bis 400 Volt, je nach Größe der aktiven Elektrode, Betriebsfrequenz und Betriebsmodus des betreffenden Eingriffs oder des gewünschten Effekts auf das Gewebe (d. h. Kontraktion, Koagulation, Schnitt oder Ablation).

**[0055]** Typischerweise liegt die Spitze-Spitze-Spannung für die Ablation oder das Schneiden mit einer Rechteckwellenform im Bereich von 10 Volt bis 2000 Volt, und bevorzugt im Bereich von 100 Volt bis 1800 Volt, und weiter bevorzugt im Bereich von ungefähr 300 Volt bis 1500 Volt, oft im Bereich von ungefähr 300 Volt bis 800 Volt von Spitze zu Spitze (auch hier je nach Elektrodengröße, Anzahl der Elektroden, Betriebsfrequenz und Betriebsmodus). Niedrigere Spitze-Spitze-Spannungen werden für Gewebekoagulation, thermische Gewebeerwärmung oder Kollagenkontraktion verwendet und liegen typischerweise im Bereich von 50 bis 1500, bevorzugt von 100 bis 1000 und weiter bevorzugt von 120 bis 400 Volt von Spitze zu Spitze (auch hier werden diese Werte unter Verwendung einer Rechteckwellenform berechnet). Höhere Spitze-Spitze-Spannungen, z. B. von mehr als ungefähr 800 Volt von Spitze zu Spitze, können für

die Ablation härterer Substanzen, wie etwa Knochen, wünschenswert sein, in Abhängigkeit von anderen Faktoren, wie etwa den Elektrodengeometrien und der Zusammensetzung des leitfähigen Fluids.

**[0056]** Wie oben besprochen, wird die Spannung üblicherweise in einer Reihe von Spannungsimpulsen oder in einem Wechselstrom mit zeitvariabler Spannungsamplitude mit einer ausreichend hohen Frequenz (z. B. von ungefähr 5 kHz bis 20 MHz) zugeführt, so dass die Spannung tatsächlich durchgehend angelegt wird (z. B. im Vergleich mit Laser, die geringe Nekrosetiefen beanspruchen und im Allgemeinen bei ungefähr 10 Hz bis 20 Hz gepulst werden). Zudem liegt die relative Einschaltdauer (d. h. die kumulierte Zeit in einem beliebigen Ein-Sekunden-Intervall, während dessen Energie angelegt wird) bei ungefähr 50% für die vorliegende Erfindung, im Vergleich zu Impulslasern, die typischerweise eine relative Einschaltdauer von ungefähr 0,0001% aufweisen.

**[0057]** Die bevorzugte Energiequelle kann einen Hochfrequenzstrom zuführen, der auswählbar ist, um durchschnittliche Energiepegel zu erzeugen, die von mehreren Milliwatt bis zu mehreren Dutzend Watt pro Elektrode reichen, je nach dem Volumen des behandelten Zielgewebes und/oder der zulässigen Höchsttemperatur, die für die Instrumentenspitze ausgewählt wird. Die Energiequelle ermöglicht es dem Benutzer, den Spannungspegel je nach den spezifischen Anforderungen eines bestimmten neurochirurgischen Eingriffs, einer Herzoperation, einer arthroskopischen Operation, eines dermatologischen Eingriffs, von ophthalmologischen Eingriffen, offenen Operationen oder anderen endoskopischen Operationseingriffen auszuwählen. Für Herzeingriffe und eventuell für die Neurochirurgie kann die Energiequelle über ein zusätzliches Filter verfügen, um Leckspannungen auf Frequenzen unterhalb von 100 kHz, insbesondere Frequenzen um 60 kHz, zu filtern. Alternativ kann eine Energiequelle, die eine höhere Betriebsfrequenz aufweist, z. B. 300 kHz bis 600 kHz bei bestimmten Eingriffen verwendet werden, bei denen niederfrequente Streuströme problematisch sein können. Eine Beschreibung einer geeigneten Energiequelle ist in den gemeinsam übertragenen US-Patenten Nr. 6,142,992 und 6,235,020 zu finden, wobei die gesamte Offenbarung der beiden Patente hier zur allgemeinen Bezugnahme übernommen wird.

**[0058]** Die Energiequelle kann strombegrenzt oder anderweitig gesteuert sein, so dass kein unerwünschtes Erwärmen des Zielgewebes oder des umgebenden (nicht Ziel-)Gewebes erfolgt. Bei einer derzeit bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung werden strombegrenzende Spulen mit jeder unabhängigen aktiven Elektrode in Reihe geschaltet, wobei die Induktivität der Spule im Bereich von 10 µH bis 50 000 µH liegt, je nach den elektri-



schen Eigenschaften des Zielgewebes, der gewünschten Gewebeerwärmungsrate und der Betriebsfrequenz. Alternativ können Kondensator/Spulen-(LC)Schaltungsstrukturen verwendet werden, wie zuvor in dem US-Patent Nr. 5,697,909 beschrieben, dessen gesamte Offenbarung hiermit zur Bezugnahme übernommen wird. Zusätzlich können strombegrenzende Widerstände ausgewählt werden. Bevorzugt haben diese Widerstände einen großen positiven Temperaturkoeffizienten des Widerstandswerts, so dass wenn der Strompegel anfängt, für eine beliebige einzelne aktive Elektrode in Kontakt mit einem Medium mit geringem Widerstand (z. B. einem salinischen Spülmittel oder Blut) anzusteigen, der Widerstandswert des strombegrenzenden Widerstands wesentlich zunimmt, wodurch die Energiezufuhr von der aktiven Elektrode in das Medium mit geringem Widerstand (z. B. einem salinischen Spülmittel oder Blut) minimiert wird.

**[0059]** Zudem können andere Behandlungsmethoden (z. B. Laser-, chemische, andere RF-Vorrichtungen, usw.) bei dem erfindungsgemäßen Verfahren entweder anstelle der Coblation®-Technologie oder zusätzlich dazu verwendet werden.

**[0060]** Mit Bezug auf Fig. 1 wird nun ein beispielhaftes elektrochirurgisches System zur Resektion, Ablation, Koagulation und/oder Kontraktion von Gewebe ausführlich beschrieben. Wie gezeigt, umfassen bestimmte Ausführungsformen des elektrochirurgischen Systems im Allgemeinen eine elektrochirurgische Sonde 120, die an eine Energieversorgung 110 angeschlossen ist, um eine Hochfrequenzspannung für eine oder mehrere Elektrodenanschlüsse an der Sonde 120 bereitzustellen. Die Sonde 120 umfasst eine Steckerhülse 144 an ihrem Proximalende, die abnehmbar an eine Sondenbuchse 132 eines Sondenkabels 122 angeschlossen werden kann. Der Proximalabschnitt des Kabels 122 verfügt über einen Stecker 134, um die Sonde 120 mit der Energieversorgung 110 an die Buchse 136 anzuschließen. Die Energieversorgung 110 verfügt über eine bedienersteuerbare Spannungspegelanpassung 138, um den angelegten Spannungspegel zu ändern, der auf einer Spannungspegelanzeige 140 zu beobachten ist. Die Energieversorgung 110 umfasst auch ein oder mehrere Fußpedale 124 und ein Kabel 126, das abnehmbar mit einer Buchse 130 mit einem Kabelstecker 128 gekoppelt ist. Das Fußpedal 124 kann auch ein (nicht gezeigtes) zweites Pedal, um den Energiepegel, der an die Elektrodenanschlüsse 142 angelegt wird, auf Distanz anzupassen, und ein (nicht gezeigtes) drittes Pedal, um zwischen einem Ablationsmodus und einem Koagulationsmodus umzuschalten, umfassen.

**[0061]** Nun mit Bezug auf Fig. 2 umfasst eine elektrochirurgische Sonde 10, die für die jetzt beschriebenen Ausführungsformen repräsentativ ist, einen länglichen Schaft 13, der biegsam oder unbiegsam sein

kann, einen Griff 22, der mit dem Proximalende des Schafts 13 gekoppelt ist, und ein Elektrodenträgerelement 14, das mit dem Distalende des Schafts 13 gekoppelt ist. Die Sonde 10 umfasst einen aktiven Elektrodenanschluss 12, der an der Distalspitze des Schafts 13 angeordnet ist. Eine aktive Elektrode 12 kann an ein aktives oder passives Steuerungsnetzwerk in einer Energieversorgung und mit dem Steuergerät 110 (siehe Fig. 1) mittels eines oder mehrerer (nicht gezeigter) isolierter elektrischer Stecker angeschlossen werden. Die aktive Elektrode 12 ist von einer gemeinsamen oder Rücklaufelektrode 17, die auf dem Schaft proximal zur aktiven Elektrode 12 angeordnet ist, bevorzugt innerhalb von 1 mm bis 25 mm der Distalspitze, elektrisch isoliert. Proximal zur Distalspitze ist die Rücklaufelektrode 17 im Allgemeinen konzentrisch zum Schaft der Sonde 10. Das Trägerelement 14 ist distal zur Rücklaufelektrode 17 positioniert und kann aus einem elektrisch isolierenden Material, wie etwa Epoxid, Kunststoff, Keramik, Glas oder dergleichen, bestehen. Das Trägerelement 14 erstreckt sich von dem Distalende des Schafts 13 (üblicherweise um ungefähr 1 bis 20 mm) und stellt eine Halterung für die aktive Elektrode 12 bereit.

**[0062]** Nun mit Bezug auf Fig. 3 kann die Sonde 10 ferner ein Absauglumen 20 umfassen, um überschüssige Fluide, Blasen, Gewebefragmente und/oder Ablationsprodukte vom Zielort abzusaugen. Das Absauglumen 20 erstreckt sich durch das Trägerelement 14 bis zu einer distalen Öffnung 21 und erstreckt sich durch den Schaft 13 und den Griff 22 bis zu einem externen Verbindungsstück 24 (siehe Fig. 2) zum Koppeln an eine Vakuumquelle. Typischerweise ist die Vakuumquelle eine standardmäßige Krankenhauspumpe, die einen Absaugdruck für das Verbindungsstück 24 und das Absauglumen 20 bereitstellt. Der Griff 22 definiert einen inneren Hohlraum 18, der elektrische Anschlüsse 26 aufnimmt und eine geeignete Schnittstelle für den elektrischen Anschluss an die Energieversorgung/das Steuergerät 110 über ein elektrisches Anschlusskabel 122 (siehe Fig. 1) bereitstellt.

**[0063]** Bei bestimmten Ausführungsformen kann die aktive Elektrode 12 eine aktive Untersuchungselektrode 40 umfassen. Die Untersuchungselektrode 40 kann diverse verschiedene Formen aufweisen, wie etwa die in Fig. 4A und Fig. 4B gezeigten Formen. Elektrische Anschlüsse 48 (siehe Fig. 9) erstrecken sich von den Anschlüssen 26 durch den Schaft 13 bis zur Untersuchungselektrode 40, um die aktive Untersuchungselektrode 40 mit der hochfrequenten Energieversorgung 110 (siehe Fig. 1) zu koppeln. Die Untersuchungselektrode 40 kann ein leitfähiges Material, wie etwa Wolfram, Titan, Molybdän, Platin oder dergleichen, umfassen. Die Untersuchungselektrode 40 kann einen Durchmesser im Bereich von ungefähr 0,5 bis 8 mm, bevorzugt ungefähr 1 bis 4 mm, und eine Dicke von ungefähr 0,05 bis ungefähr

2,5 mm, bevorzugt ungefähr 0,1 bis 1 mm, aufweisen. Die Untersuchungselektrode 40 kann eine Vielzahl von Öffnungen 42 umfassen, die konfiguriert sind, um über der distalen Öffnung 21 des Absauglumens 20 zu liegen. Die Öffnungen 42 sind dazu ausgelegt, den Durchgang von abgesaugten überschüssigen Fluiden, Blasen und Gasen vom Ablationsort zu ermöglichen, und sind typischerweise groß genug, um abladierte Gewebefragmente in das Absauglumen 20 durchzulassen. Wie gezeigt, weist die Untersuchungselektrode 40 eine im Allgemeinen unregelmäßige Form auf, die das Kanten/Flächen-Verhältnis der Untersuchungselektrode 40 erhöht. Ein großes Kanten/Flächen-Verhältnis erhöht die Fähigkeit der Untersuchungselektrode 40, in einem leitfähigen Fluid eine Plasmaschicht einzuleiten und aufrechtzuerhalten, weil die Kanten höhere Stromdichten erzeugen, wobei eine Elektrode mit großer Oberfläche dazu neigt, die Energie in das leitfähige Medium abzuleiten.

[0064] Bei der repräsentativen Ausführungsform, die in Fig. 4A und Fig. 4B gezeigt wird, umfasst die Untersuchungselektrode 40 einen Körper 44, der über einem isolierenden Trägerelement 14 und der distalen Öffnung 21 zum Absauglumen 20 liegt. Die Untersuchungselektrode 40 umfasst ferner mindestens fünf Laschen 46, die auf dem isolierenden Trägerelement 14 liegen können, daran befestigt sein können und/oder darin eingebettet sein können. Bei bestimmten Ausführungsformen erstrecken sich elektrische Anschlüsse 48 (siehe Fig. 9) durch das isolierende Trägerelement 14 und sind mit einer oder mehreren der Laschen 46 gekoppelt (d. h. durch Kleben, Löten, Schweißen oder dergleichen), um die Untersuchungselektrode 40 an dem isolierenden Trägerelement 14 zu befestigen und die Untersuchungselektrode 40 mit der Energieversorgung 110 elektrisch zu koppeln (siehe Fig. 1). Bevorzugt bildet die Untersuchungselektrode 40 eine im Wesentlichen planare Gewebebehandlungsfläche für eine reibungslose Resektion, Ablation und Formgebung von Menisken, Knorpel und anderen Weichgeweben. Beim Umformen von Knorpel und Menisken möchte der Arzt oft die unregelmäßige, zerklüftete Oberfläche des Gewebes glätten, um eine im Wesentlichen glatte Oberfläche zurückzulassen. Für diese Anwendungen wird eine im Wesentlichen planare Behandlungsfläche der Untersuchungselektrode bevorzugt.

[0065] Weitere Einzelheiten und Beispiele von Instrumenten, die hier verwendet werden können, werden ausführlich in den US-Patenten Nr. 6,254,600, 6,557,559 und 7,241,293 beschrieben, die hiermit zur Bezugnahme vollständig übernommen werden.

[0066] Fig. 5 bildet repräsentativ das Entfernen eines Zielgewebes unter Verwendung einer Ausführungsform einer repräsentativen elektrochirurgischen Sonde 50 gemäß der vorliegenden Offenbarung aus-

führlicher ab. Wie gezeigt, ist die Hochfrequenzspannung ausreichend, um das (nicht gezeigte) elektrisch leitfähige Fluid zwischen dem Zielgewebe 502 und dem bzw. den aktiven Elektrodenanschluss/-anschlüssen 504 in eine ionisierte Dampfschicht 512 oder ein Plasma umzuwandeln. Als Ergebnis des angewendeten Spannungsunterschieds zwischen dem Elektrodenanschluss/den Elektrodenanschlüssen 504 und dem Zielgewebe 502 (d. h. dem Spannungsgradienten durch die Plasmaschicht 512), werden geladene Teilchen 515 in dem Plasma beschleunigt. Bei ausreichend hohen Spannungsunterschieden erlangen diese geladenen Teilchen 515 eine ausreichende Energie, um die Auflösung der molekularen Bindungen innerhalb der Gewebestrukturen in Kontakt mit dem Plasmafeld zu verursachen. Diese molekulare Auflösung geht mit der volumetrischen Entfernung (d. h. der ablativen Sublimation) des Gewebes und der Erzeugung von Gasen 514 mit niedriger relativer Molekularmasse, wie etwa Sauerstoff, Stickstoff, Kohlendioxid, Wasserstoff und Methan, einher. Die kurze Reichweite der beschleunigten geladenen Teilchen 515 innerhalb des Gewebes beschränkt den molekularen Auflösungsprozess auf die Oberflächenschicht, um eine Beschädigung und Nekrose für das darunterliegende Gewebe 520 zu minimieren.

[0067] Während des Prozesses werden die Gase 514 durch eine Absaugöffnung und ein Absauglumen bis zu einer (nicht gezeigten) Vakuumquelle abgesaugt. Zudem wird überschüssiges elektrisch leitfähiges Fluid, und andere Fluide (z. B. Blut), vom Zielort 500 abgesaugt, um die Sicht des Chirurgen zu erleichtern. Während der Ablation des Gewebes ist die Restwärme, die von den Stromflusslinien 510 (typischerweise weniger als 150°C) zwischen den Elektrodenanschlüssen 504 und der Rücklaufelektrode 511 erzeugt wird, üblicherweise ausreichend, um eventuell abgetrennte Blutgefäße vor Ort zu koagulieren. Andernfalls kann der Chirurg die (nicht gezeigte) Energieversorgung in den Koagulationsmodus schalten, indem er die Spannung auf einen Pegel unterhalb der Schwelle für Fluidverdunstung senkt, wie oben besprochen. Diese gleichzeitige Blutstillung führt zu geringeren Blutungen und macht es dem Chirurgen leichter, den Eingriff auszuführen.

[0068] Aufgrund der Energie, die während der Behandlung im Patientenkörper mit der oben beschriebenen Sonde 10 oder anderen Varianten derselben erzeugt und angewendet wird, treten Probleme beim Bestimmen, Überwachen und/oder Begrenzen der tatsächlichen Temperatur des elektrisch leitfähigen Fluids auf, das die behandelte Körperhöhle, das Gelenk oder den Gewebebereich ausspült. Entsprechend kann die Sonde 10 Mechanismen umfassen, um eine Temperatur des elektrisch leitfähigen Fluids selber zu messen, ohne durch den chirurgischen Effekt, der an der aktiven Elektrode 12 auftritt, übermäßig beeinflusst zu werden. Nun mit Bezug auf Fig. 6A

wird eine Ausführungsform in Seitenansicht der Sonde 10 und die seitliche Detailansicht, die einen Temperatursensor 70 zeigt, der an dem Sondenschaft proximal zur Rücklaufelektrode 17 positioniert ist, abgebildet. Der Temperatursensor 70 kann eine beliebige Anzahl von Sensoren umfassen, z. B. ein Thermoelement, einen Thermistor, einen Widerstandstemperaturdetektor (RTD), usw. Insbesondere kann der Temperatursensor 70 ein Thermoelement Typ T umfassen, da diese Sensoren sich zur Verwendung in derartigen Sonden gut bewährt haben.

[0069] Um den Temperaturüberwachungseinfluss von einer aktiven Elektrode 12 während der Gewebebehandlung zu reduzieren oder zu eliminieren, wird der Sensor 70 wie gewünscht sowohl von der aktiven Elektrode 12 als auch von der Rücklaufelektrode 17 beabstandet und kann entsprechend proximal am Schaft 13 der Sonde 10 entlang positioniert werden. Bei dem gezeigten Beispiel beträgt der Abstand  $L_1$  des von der Rücklaufelektrode 17 entfernten Sensors 70 mindestens 5 mm, kann jedoch auch je nach Machbarkeit kleiner oder größer sein als dieser Abstand. Wenn der Sensor 70 entsprechend positioniert ist, kann der Sensor 70 die Temperatur des infundierten elektrisch leitfähigen Fluids/Spülmittels messen, das die Sonde 10 und den Sensor 70 umgibt, da die Temperatur des Fluids die Temperatur des umgebenden Gewebes oder der Gelenkhöhle, in dem bzw. der die Sonde 10 für die Behandlung positioniert sein kann, angibt. Die Fluidtemperatur kann somit ohne Rücksicht auf eventuelle Energie, die durch den Strom erzeugt wird, der zwischen der aktiven Elektrode 12 und der Rücklaufelektrode 17 der Sonde 10 fließt, gemessen werden.

[0070] Der Temperatursensor 70 kann direkt an dem Schaft angebracht werden. Bestimmte Ausführungsformen der Sonde 10 können jedoch ein Absauglumen aufweisen (siehe Fig. 3), um Fluid und Ablationsnebenprodukte vom Behandlungsort anzusaugen, wobei der Zufluss und/oder Ausfluss von Fluid und Gas durch das darunterliegende Absauglumen die von dem Sensor 70 erfasste Temperatur beeinträchtigen kann/können. Somit kann eine wärmeisolierende Schicht 74, wie etwa ein Schrumpfschlauch oder eine andere Isolierung (z. B. bestehend aus Thermoplasten, wie etwa Polyolefin, Polyvinylchlorid (PVC) Polytetrafluorethylen (PTFE), fluoriertes Ethylen-Propylen (FEP), usw.) zwischen dem Temperatursensor 70 und der Außenfläche des Schafts 13 angeordnet werden. Der Sensor 70 kann direkt an dem Schaft 13 und/oder der darunterliegenden Schicht 74 über eine andere isolierende Schicht 76, einen darüberliegenden Sensor 70 und einen Leitungsdraht 72 mit dem Sensor 70 gekoppelt sein. Das Hinzufügen der darüberliegenden Schicht 76, die aus einem der oben erwähnten Materialien bestehen kann, kann auch den Temperatursensor 70 von seinem Umfeld aus umgebender Kochsalzlösung

elektrisch isolieren, um zu verhindern oder zu vermeiden, dass elektrisches Rauschen in den Temperaturmesskreis eingeführt wird. Die darüberliegende Schicht 76 kann Klebstoff sein, der aufgetragen wird, um den Sensor 70 weiter zu isolieren.

[0071] Zusätzlich und/oder alternativ kann der Temperatursensor 70 isoliert und an der darunterliegenden Schicht 74 über einen Klebstoff 78, z. B. einen Epoxid- oder Cyanacrylat-Kleber, der direkt auf den Sensor 70 geklebt werden kann, befestigt werden, wie in der seitlichen Detailansicht aus Fig. 6B abgebildet.

[0072] Bei einer anderen Ausführungsform zeigt eine Seitenansicht aus Fig. 7 eine Variante, bei der mehrere Temperatursensoren 70, z. B. mehr als ein Sensor, um den Schaft 13 herum positioniert werden können, um mehrere Ablesungen der Fluidtemperatur zu erzielen. Obwohl die mehreren Temperatursensoren 70 gleichmäßig zueinander um einen Umfang des Schafts 13 herum positioniert sein können, können sie alternativ auch an beliebigen Stellen positioniert sein. Zudem kann jeder der mehreren Sensoren 70 in unterschiedlichen Abständen  $L_1$  an dem Schaft 13 entlang im Verhältnis zur Rücklaufelektrode 17 positioniert sein. Beim Erfassen der mehreren Fluidtemperaturen kann jede der Temperaturen für den Benutzer angezeigt werden und/oder sie können alternativ berechnet werden, um dem Benutzer einen durchschnittlichen Temperaturwert vorzulegen.

[0073] Bei noch einer anderen Variante zeigt eine Seitenansicht aus Fig. 8 eine andere Variante, bei welcher der Temperatursensor 70 an dem Schaft 13 entlang integriert sein kann, so dass der Sensor 70 an der Schaftoberfläche entlang eingelassen sein kann und ein Leitungsdraht 72 durch ein (nicht gezeigtes) Lumen geführt werden kann, das durch die Sonde 10 hindurch definiert ist. Der Sensor 70 kann weiterhin von dem Schaft 13 isoliert sein und kann auch wie oben beschrieben isoliert sein.

[0074] Nun mit Bezug auf Fig. 9 können bei noch einer anderen Variante eine repräsentative Sonde 10, die ein Absauglumen 20 aufweist, um elektrisch leitfähiges Fluid aus der Körper- oder Gelenkhöhle anzusaugen, ein Temperatursensor 70 und ein Leitungsdraht 72 alternativ innerhalb des Absauglumens 20 selber positioniert sein, wie in der Detailansicht im Querschnitt aus Fig. 9 abgebildet. Bei diesem Beispiel kann eine Temperatur des elektrisch leitfähigen Fluids, das sich kürzlich in unmittelbarer Nähe der aktiven Untersuchungselektrode 40 befand und dann in ein Absauglumen 20 abgesaugt wird, als ein Verfahren gemessen werden, um einen Temperatureffekt zu bestimmen, der in nahegelegenen Geweben durch den elektrochirurgischen Eingriff herbeigeführt wird. Derartige Temperaturmessungen könnten verwendet werden, um die RF-Ausgabe zu steuern,



um Therapien bereitzustellen, bei denen es wünschenswert sein kann, die Temperatur des Zielgewebes auf einen spezifischen Temperaturbereich anzuheben. Diese Konfiguration kann auch Temperaturdaten ergeben, die verwendet werden können, um einen direkten Zusammenhang mit der Temperatur des Zielgewebes aus dem abgesaugten leitfähigen Fluid/Spülmittel herzustellen und es dem Benutzer dadurch zu ermöglichen, eine direkte Rückmeldung der tatsächlichen Temperatur des Gewebes zu erhalten und/oder die RF-Ausgabe in Abhängigkeit von voreingestellten Grenzen oder für ein bestimmtes Verfahren oder eine bestimmte Gewebeart zu begrenzen.

**[0075]** Unabhängig von oder zusätzlich zu den Temperaturerfassungsmechanismen in oder entlang der Sonde 10 kann die Energiequelle/das Steuergerät 110 ebenfalls konfiguriert werden, um eine Fluidtemperatur in der in Behandlung befindlichen Körper- oder Gelenkhöhle zu bestimmen und/oder zu steuern. **Fig. 10** zeigt ein repräsentatives Schema eines Steuergeräts 110 mit einem daran gekoppelten Kabel 122. Der eine bzw. die mehreren Leitungsdrähte von ihren jeweiligen Temperatursensoren können durch das Kabel 122 und in elektrische Verbindung mit einem Analog/Digital-(ADC)Wandler 90 geleitet werden, der die Ausgabe des Temperatursensors in einen Digitalwert zur Kommunikation mit dem Mikrocontroller 92 umwandeln kann. Der gemessene und umgewandelte Temperaturwert kann von dem Mikrocontroller 92 mit einer vorherbestimmten Temperaturgrenze verglichen werden, die in dem Mikrocontroller 92 vorprogrammiert oder gespeichert wurde, so dass wenn der gemessene Temperaturwert des leitfähigen Fluids, das die Körper- oder Gelenkhöhle ausspült, diese vorherbestimmte Grenze überschreitet, ein Alarm oder ein Indikator erzeugt werden kann und/oder die RF-Ausgabe deaktiviert oder reduziert werden kann. Zusätzlich und/oder alternativ kann der Mikrocontroller 92 programmiert werden, um eine bestimmte Temperaturgrenze je nach Art der Vorrichtung, die mit dem Steuergerät 110 gekoppelt ist, einzustellen.

**[0076]** Ferner kann der Mikrocontroller 92 auch programmiert werden, um es dem Benutzer zu ermöglichen, aus spezifischen Gewebe- oder Eingriffsarten, z. B. Ablation von Knorpel oder Koagulation von Weichgewebe, usw., zu wählen. Jede besondere Gewebeart und/oder jeder besondere Eingriff kann über eine programmierte Temperaturgrenze verfügen, die im Voraus je nach Verletzungsempfindlichkeit der bestimmten Anatomie aufgrund einer Anhebung der Fluidtemperatur voreingestellt wird.

**[0077]** Bei zusätzlichen Varianten kann der Mikrocontroller 92 programmiert werden, um die Aussetzung einer Körper- oder Gelenkhöhle an einen spezifischen erhöhten Fluidtemperaturpegel zu überwa-

chen statt die Behandlungstemperatur auf den augenblicklichen gemessenen Temperaturwert zu begrenzen. Da z. B. die Fluidtemperatur während der Behandlung ansteigt, tritt eine Gewebenekrose typischerweise schneller auf, somit kann der Mikrocontroller 92 programmiert werden, um basierend auf einer Kombination aus Zeit und Temperatúraussetzung einen Alarm oder eine Anzeige zu erzeugen. Eine beispielhafte Grafik 200 ist in **Fig. 11** abgebildet, die eine erste Temperaturkurve 202 zeigt, die eine Behandlung einer Körper- oder Gelenkhöhle angibt, die einem ausspülenden leitfähigen Fluid auf einem ersten erhöhten Temperaturpegel ausgesetzt wird. Aufgrund der relativ erhöhten Fluidbehandlungstemperatur kann die Behandlungszeit auf eine erste vorherbestimmte Zeit 204 durch den Mikrocontroller 92 begrenzt werden, der den Energiepegel automatisch abschalten oder reduzieren kann. Dies im Vergleich zu einer zweiten Temperaturkurve 206, die eine Behandlung einer Körper- oder Gelenkhöhle angibt, die einem ausspülenden leitfähigen Fluid auf einem zweiten erhöhten Temperaturpegel ausgesetzt wird, der geringer ist als die erste Temperaturkurve 202. Aufgrund der niedrigeren relativen Temperatur kann eine Gewebenekrose relativ langsamer auftreten, so dass die Behandlungszeit von dem Mikrocontroller 92 auf einen relativ längeren Zeitraum bis zu der zweiten vorherbestimmten Zeit 208 ausgedehnt werden kann.

**[0078]** Bei noch einer anderen Variante kann der Mikrocontroller 92 programmiert werden, um einen Satz von mehreren allmählichen Temperaturgrenzen, wie in der beispielhaften Grafik aus **Fig. 12** gezeigt, einzubeziehen. Es kann eine erste Temperaturgrenze 212 programmiert werden, wodurch, wenn der gemessene Temperaturanstieg 210 des ausspülenden leitfähigen Fluids in der Körper- oder Gelenkhöhle die erste Grenze 212 überschreitet, ein Alarm oder eine Anzeige von dem Mikrocontroller 92 automatisch erzeugt werden kann, um den Benutzer zu alarmieren. Es kann auch eine zweite Temperaturgrenze 214 programmiert werden, wodurch, wenn die gemessene Temperatur 210 des ausspülenden leitfähigen Fluids in der Körper- oder Gelenkhöhle die zweite Grenze 214 überschritten hat, der Mikrocontroller 92 programmiert werden kann, um die RF-Ausgabe der aktiven Elektrode 12 zu reduzieren oder zu deaktivieren, um das Verletzungsrisiko für den Patienten zu mindern.

**[0079]** Zusätzlich und/oder alternativ kann das Steuergerät 110 ferner konfiguriert werden, um mit einer Fluidpumpe, z. B. einer Kochsalzlösungspumpe 220 für die Arthroskopie, die einen gesteuerten Zufluss eines elektrisch leitfähigen Fluids (z. B. einer Kochsalzlösung) zur Körper- oder Gelenkhöhle bereitstellt, eine direkte Schnittstelle zu bilden. Eine derartige Fluidpumpe 220 kann konfiguriert werden, um eine Steuerung sowohl des Zuflusses von elektrisch



leitfähigem Fluid zur Körper- oder Gelenkhöhle als auch des Ausflusses aus der Körper- oder Gelenkhöhle bereitzustellen, wie es die schematische Abbildung aus **Fig. 13** zeigt. Wie abgebildet, kann die Pumpe **220** elektrisch mit einem Pumpensteuergerät **222** gekoppelt sein, das wiederum mit dem Mikrocontroller **92** in Verbindung stehen kann. Die Pumpe **220** kann ferner mit einem Fluidbehälter **224**, der das elektrisch leitfähige Fluid enthält, und/oder mit einem (nicht gezeigten) leeren Behälter, um ausgesaugtes elektrisch leitfähiges Fluid aus der Körper- oder Gelenkhöhle aufzunehmen, fluidtechnisch gekoppelt sein.

**[0080]** Die innerhalb der Körper- oder Gelenkhöhle gemessene Temperatur **230** kann überwacht und als Steuerparameter für die Fluidpumpe **220** verwendet werden, wodurch der Fluidzufluss und/oder Fluidausfluss reguliert werden kann, um eine Temperatur der Körper- oder Gelenkhöhle innerhalb eines vorgegebenen Bereichs oder unterhalb einer Temperaturgrenze, bei der eine mögliche Verletzung auftreten könnte, zu halten. Ein diesbezügliches Beispiel ist in der Grafik von **Fig. 14A** abgebildet, welche die gemessene Temperatur **230** des Fluids in der Körper- oder Gelenkhöhle zeigt, die in Richtung auf eine vorprogrammierte Temperaturgrenze **232** ansteigt. Sobald die gemessene Temperatur **230** sich den Punkten **234**, **236** genähert oder diese Grenze **232** überschritten hat, kann der Durchfluss der Fluidpumpe **220** von dem Mikrocontroller **92** automatisch von einem ersten Pumpendurchfluss **240** auf einen zweiten erhöhten Durchfluss **242** erhöht werden, bis die gemessene Temperatur **230** abnimmt, zu welchem Punkt der Pumpendurchfluss automatisch auf den ersten Pumpendurchfluss **240** verringert werden kann, wie in **Fig. 14B** angegeben. Diese Temperaturmäßigung kann weitergeführt werden, indem man die Durchflussraten gegebenenfalls zwischen einem anfänglichen Pegel und einem erhöhten Pegel für die Dauer des Eingriffs durchlaufen lässt. Alternativ kann die Ausflussrate erhöht werden, um eventuelles erwärmtes Fluid zu entfernen, um die Temperatur des Fluids in der Körper- oder Gelenkhöhle zu senken.

**[0081]** Andere Modifikationen und Variationen können an den offenbarten Ausführungsformen vorgenommen werden, ohne die vorliegende Erfindung zu verlassen. Es sind z. B. andere Verwendungen oder Anwendungen möglich. Ähnlich werden für den Fachmann zahlreiche andere Verfahren zum Steuern oder Charakterisieren von Instrumenten oder zum anderweitigen Behandeln von Gewebe unter Verwendung elektrochirurgischer Sonden ersichtlich sein. Zudem können die hier beschriebenen Instrumente und Verfahren in Instrumenten für diverse Bereiche des Körpers (z. B. Schulter, Knie, usw.) und für andere Gewebebehandlungsverfahren (z. B. Chondroplastie, Menektomie, usw.) verwendet werden. Obwohl somit Ausführungsbeispiele ausführlich bei-

spielhaft und der Verständlichkeit halber beschrieben wurden, werden für den Fachmann diverse Änderungen, Anpassungen und Modifikationen offensichtlich sein. Daher ist der Umfang der vorliegenden Erfindung einzig durch die beiliegenden Ansprüche eingeschränkt.

**[0082]** Obwohl bevorzugte Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung gezeigt und beschrieben wurden, kann der Fachmann Modifikationen daran vornehmen, ohne den Umfang oder die vorliegende Lehre zu verlassen. Die hier beschriebenen Ausführungsformen sind nur beispielhaft und nicht einschränkend. Da viele verschiedene und unterschiedliche Ausführungsformen im Rahmen des Umfangs der vorliegenden Lehren ausgeführt werden können, zu denen gleichwertige Strukturen oder Materialien gehören, an die später gedacht wird, und da viele Modifikationen an den hier beschriebenen Ausführungsformen gemäß den gesetzlichen Beschreibungsanforderungen ausgeführt werden können, versteht es sich, dass die vorliegenden Einzelheiten als beispielhaft und nicht in einem einschränkenden Sinne zu deuten sind.

**ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG**

*Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.*

**Zitierte Patentliteratur**

- US 5697882 [0045]
- US 6355032 [0047]
- US 6149120 [0047]
- US 6296136 [0047]
- US 6142992 [0057]
- US 6235020 [0057]
- US 5697909 [0058]
- US 6254600 [0065]
- US 6557559 [0065]
- US 7241293 [0065]

**Zitierte Nicht-Patentliteratur**

- „Plasma Physics“, von R. J. Goldston und P. H. Rutherford von Plasma Physics Laboratory of Princeton University (1995) [0043]

**Patentansprüche**

ist.

1. Gerät zum Behandeln von Gewebe an einem Zielort, umfassend:  
eine elektrochirurgische Sonde, die einen Schaft mit einem Distalende und einem Proximalende aufweist, wobei die Sonde ferner einen aktiven Elektrodenanschluss umfasst, der in der Nähe des Distalendes angeordnet ist;  
eine Rücklaufelektrode; und  
einen Temperatursensor zum Messen der Temperatur eines elektrisch leitfähigen Fluids, das sich an dem Zielort befindet und einen Strompfad zwischen dem aktiven Elektrodenanschluss und der Rücklaufelektrode bereitstellt; und  
eine hochfrequente Energieversorgung, die mit dem aktiven Elektrodenanschluss und mit der Rücklaufelektrode gekoppelt ist und gemäß einem Ausgang des Temperatursensors gesteuert werden kann.
2. Gerät nach Anspruch 1, wobei der Temperatursensor um einen Abstand von dem Distalende entfernt ist.
3. Gerät nach Anspruch 2, wobei der Abstand mindestens 5 mm beträgt.
4. Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der Temperatursensor an dem Schaft angebracht ist.
5. Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der Temperatursensor proximal von dem aktiven Elektrodenanschluss entfernt ist.
6. Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der Temperatursensor von dem elektrisch leitfähigen Fluid elektrisch isoliert ist.
7. Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die hochfrequente Energieversorgung folgendes umfasst:  
einen Mikroprozessor zum Steuern des Geräts; und  
einen Analog/Digital-Wandler zum Umwandeln der gemessenen Temperatur in ein Digitalsignal, das von dem Mikroprozessor gelesen werden kann.
8. Gerät nach Anspruch 7, wobei der Mikroprozessor mit einer Reihe von Temperaturgrenzen vorprogrammiert ist.
9. Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der Temperatursensor ein Thermoelement ist.
10. Gerät nach Anspruch 9, wobei das Thermoelement ein Thermoelement Typ T ist.
11. Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der Temperatursensor ein Thermistor
12. Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der Temperatursensor ein Widerstandstemperaturdetektor ist.
13. Gerät nach Anspruch 7, wobei der Mikroprozessor konfiguriert ist, um eine Energieausgabe im Vergleich zur Temperatur des elektrisch leitfähigen Fluids zu überwachen und zu steuern.
14. Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, umfassend ein Fluidabsaugelement zum Absaugen des Fluids von dem Zielort.
15. Gerät nach Anspruch 14, wobei der Sensor von dem Fluidabsaugelement thermisch isoliert ist.
16. Gerät nach Anspruch 14 oder 15, wobei der Temperatursensor in dem Fluidabsaugelement positioniert ist.
17. Gerät nach Anspruch 1, wobei der Zielort ein Gelenk in einem Patientenkörper umfasst.
18. Gerät nach einem der vorhergehenden Ansprüche, umfassend ein Fluidzuführelement zum Zuführen des elektrisch leitfähigen Fluids zum Zielort.
19. Gerät nach Anspruch 18, wobei das Fluidzuführelement eine Pumpe umfasst und wobei die Pumpe so betreibbar ist, dass sie einen Fluidzufluss zu dem Zielort und einen Fluidausfluss aus dem Zielort steuert.
20. Gerät nach Anspruch 19, wobei die Pumpe den Fluidzufluss und den Fluidausfluss reguliert, um die Temperatur des Fluids unterhalb eines vorherbestimmten Pegels zu halten.
21. Elektrochirurgisches Gerät zum Behandeln von Gewebe an einem Zielort, umfassend:  
eine Flüssigkeitszuführeinrichtung, die so betreibbar ist, dass sie ein elektrisch leitfähiges Fluid zu dem Zielort im Körper eines Patienten zuführt;  
eine Positionierungseinrichtung, die so betreibbar ist, dass sie ein elektrochirurgisches Instrument neben dem Zielort positioniert, wobei das elektrochirurgische Instrument einen aktiven Elektrodenanschluss und eine Rücklaufelektrode umfasst, wobei die Elektroden zum Koppeln an eine Hochfrequenzspannungsquelle geeignet sind, so dass in Benutzung das elektrisch leitfähige Fluid einen leitfähigen Pfad zwischen dem aktiven Elektrodenanschluss und der Rücklaufelektrode bereitstellt;  
einen Sensor, der so betreibbar ist, dass er die Temperatur des elektrisch leitfähigen Fluids erfasst; und  
ein Steuergerät, das an den Temperatursensor gekoppelt und so betreibbar ist, dass es die Hochfrequenzspannung, die zwischen dem aktiven Elektro-

denanschluss und der Rücklaufelektrode angelegt wird, basierend auf der Temperatur des elektrisch leitfähigen Fluids steuert.

22. Gerät nach Anspruch 21, wobei der Temperatursensor so ausgelegt ist, dass er das elektrisch leitfähige Fluid an einer Position erfasst, die von dem aktiven Elektrodenanschluss entfernt ist.

23. Gerät nach Anspruch 21 oder Anspruch 22, wobei das Steuergerät so betreibbar ist, dass es die Temperatur mit einem gewünschten Temperaturbereich vergleicht; und dass es die Hochfrequenzspannung basierend auf dem Vergleich anpasst.

24. Gerät nach Anspruch 23, wobei der gewünschte Temperaturbereich gemäß einer Gewebeart oder einer Eingriffsart auswählbar ist.

25. Gerät nach Anspruch 22, wobei die Zuführeinrichtung so betreibbar ist, dass sie einen umlaufenden Fluss des Fluids zu der Körperstruktur zuführt, und wobei das Steuergerät so betreibbar ist, dass es die Temperatur mit einem gewünschten Temperaturbereich vergleicht und den umlaufenden Fluss des Fluids basierend auf dem Vergleich einstellt.

26. Gerät nach Anspruch 21, wobei das Steuergerät so betreibbar ist, dass es eine Zielgewebetemperatur mit der erfassten Fluidtemperatur korreliert.

27. Gewebebehandlungsgerät, umfassend: eine elektrochirurgische Sonde, die einen länglichen Schaft aufweist, wobei eine Elektrodenanordnung in der Nähe eines oder an einem Distalende des Schafts positioniert ist; und mindestens einen Temperatursensor, der in einem Abstand proximal zu der Elektrodenanordnung in oder an dem Schaft entlang so positioniert ist, dass der mindestens eine Temperatursensor so angeordnet ist, dass er eine Temperatur des elektrisch leitfähigen Fluids ermittelt.

28. Gerät nach Anspruch 27, wobei der mindestens eine Temperatursensor ein Thermoelement, einen Thermistor oder einen Widerstandstemperaturdetektor umfasst.

29. Gerät nach Anspruch 27 oder 28, wobei der Abstand mindestens 5 mm beträgt.

30. Gerät nach Anspruch 27, 28 oder 29, wobei der mindestens eine Temperatursensor von dem elektrisch leitfähigen Fluid elektrisch isoliert ist.

31. Gerät nach einem der Ansprüche 27 bis 30, wobei der mindestens eine Temperatursensor von dem länglichen Schaft thermisch isoliert ist.

32. Gerät nach einem der Ansprüche 27 bis 31, ferner umfassend eine hochfrequente Energieversorgung, die elektrisch mit der Elektrodenanordnung gekoppelt ist.

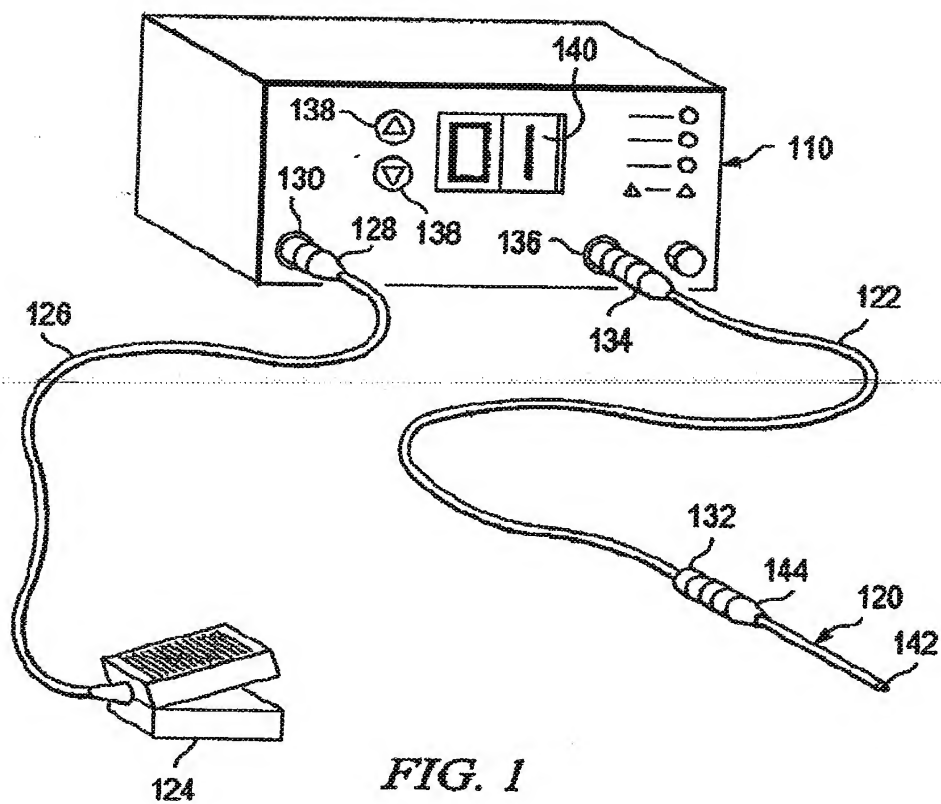
33. Gerät nach einem der Ansprüche 27 bis 32, ferner umfassend ein Steuergerät, das mit der Sonde gekoppelt ist.

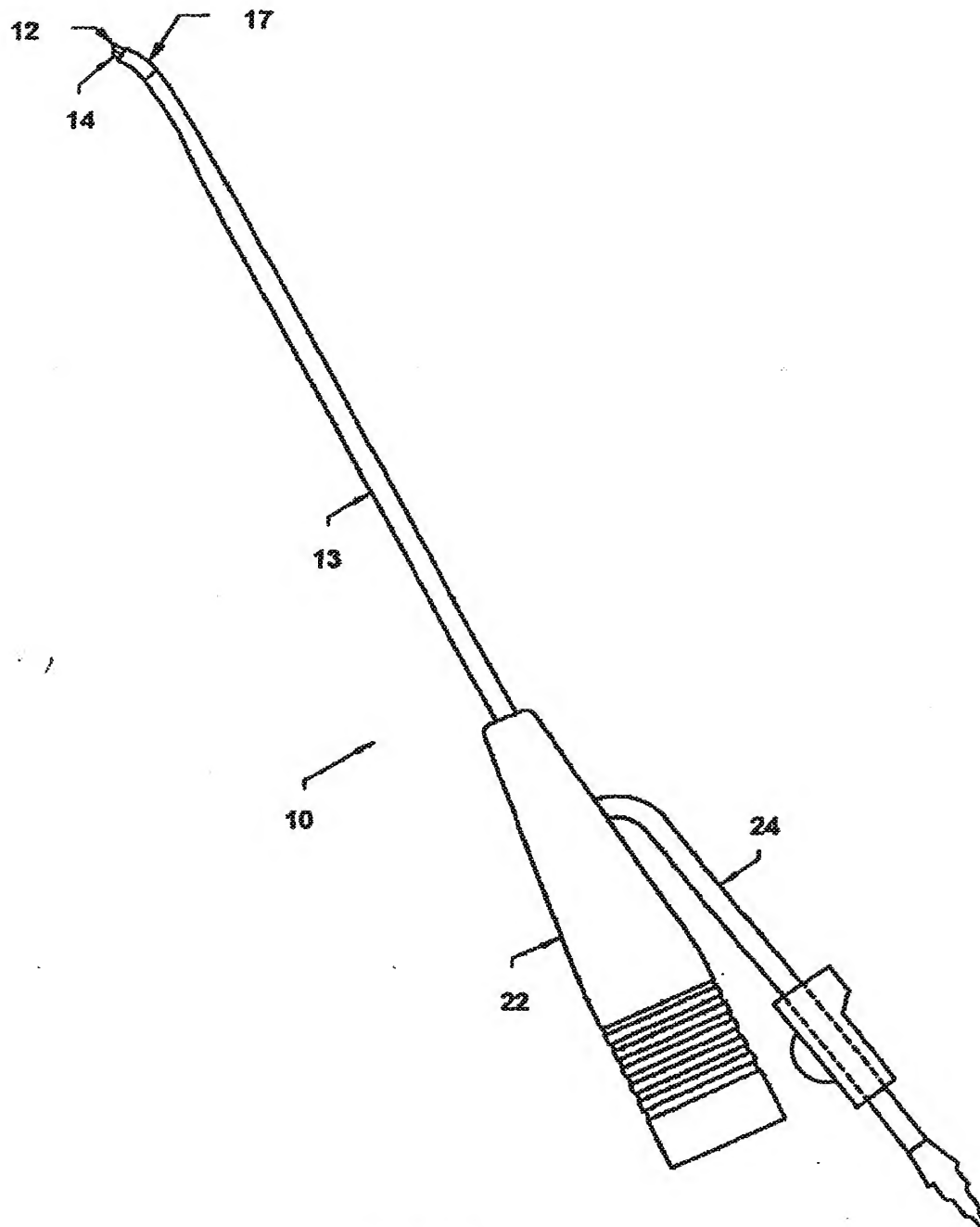
34. Gerät nach Anspruch 33, wobei das Steuergerät ferner folgendes umfasst: einen Mikroprozessor zum Steuern des Geräts; und einen Analog/Digital-Wandler zum Umwandeln der gemessenen Temperatur in ein Digitalsignal, das von dem Mikroprozessor gelesen werden kann.

35. Gerät nach Anspruch 34, wobei der Mikroprozessor mit einer Reihe von Temperaturgrenzen vorprogrammiert ist.

Es folgen 10 Blatt Zeichnungen







**FIG. 2**

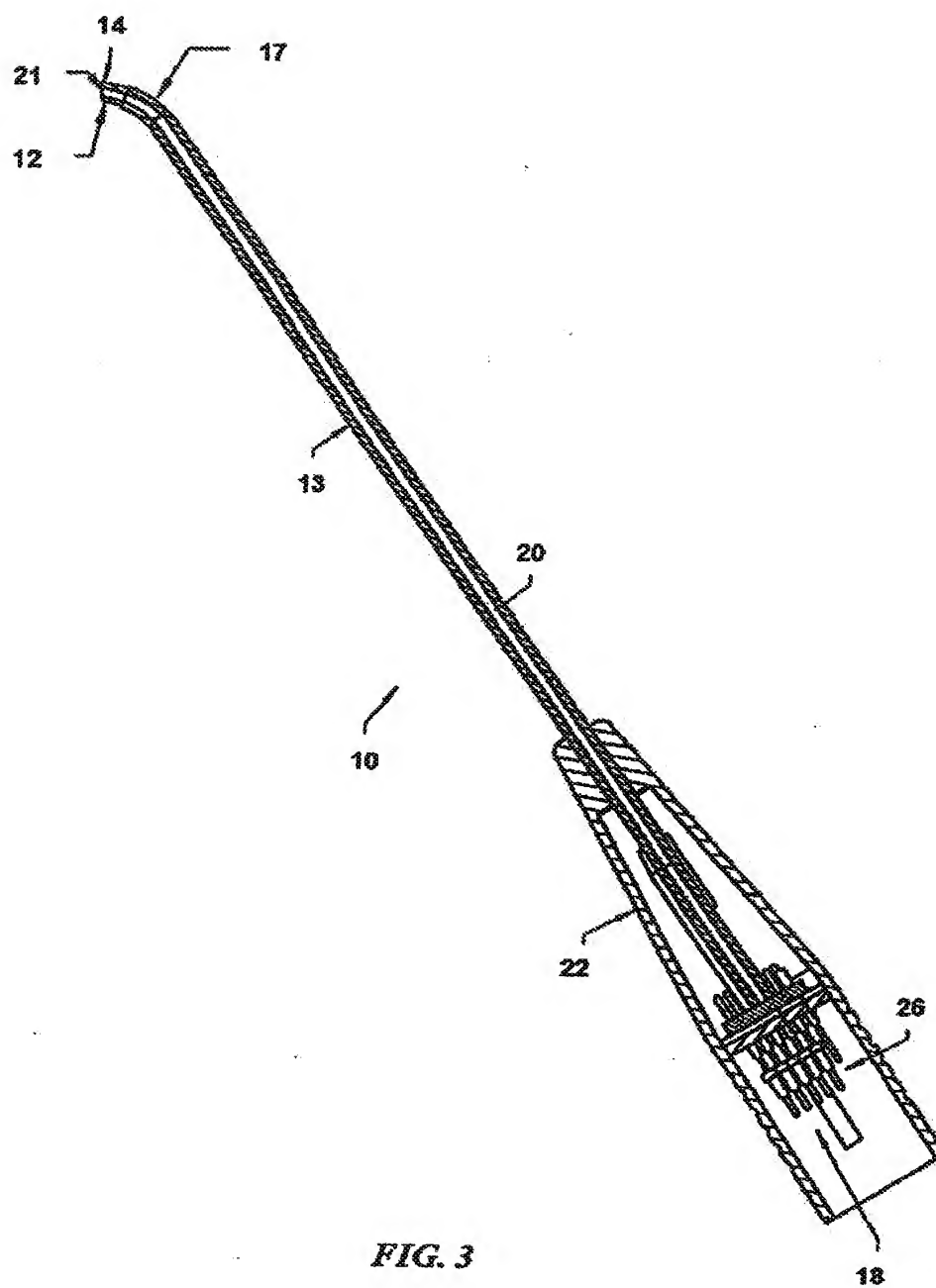
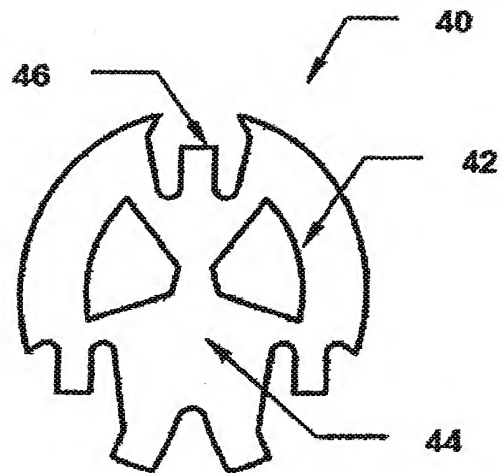
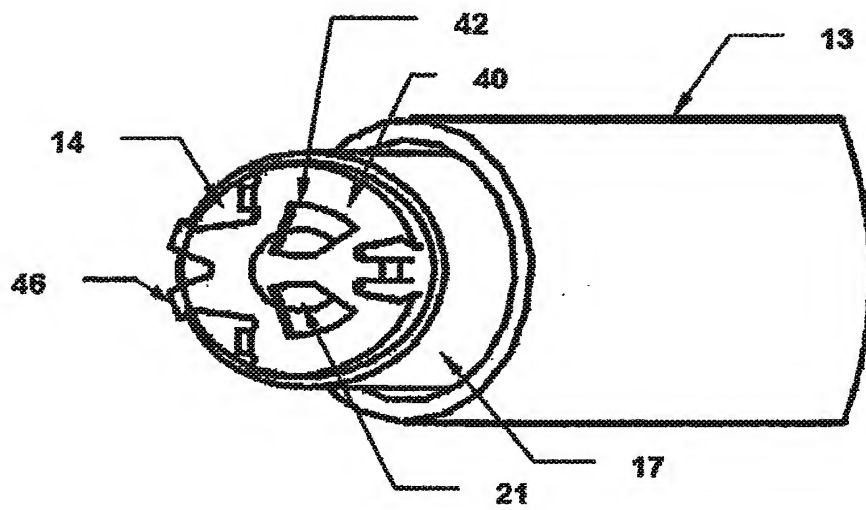


FIG. 3



**FIG. 4A**



**FIG. 4B**



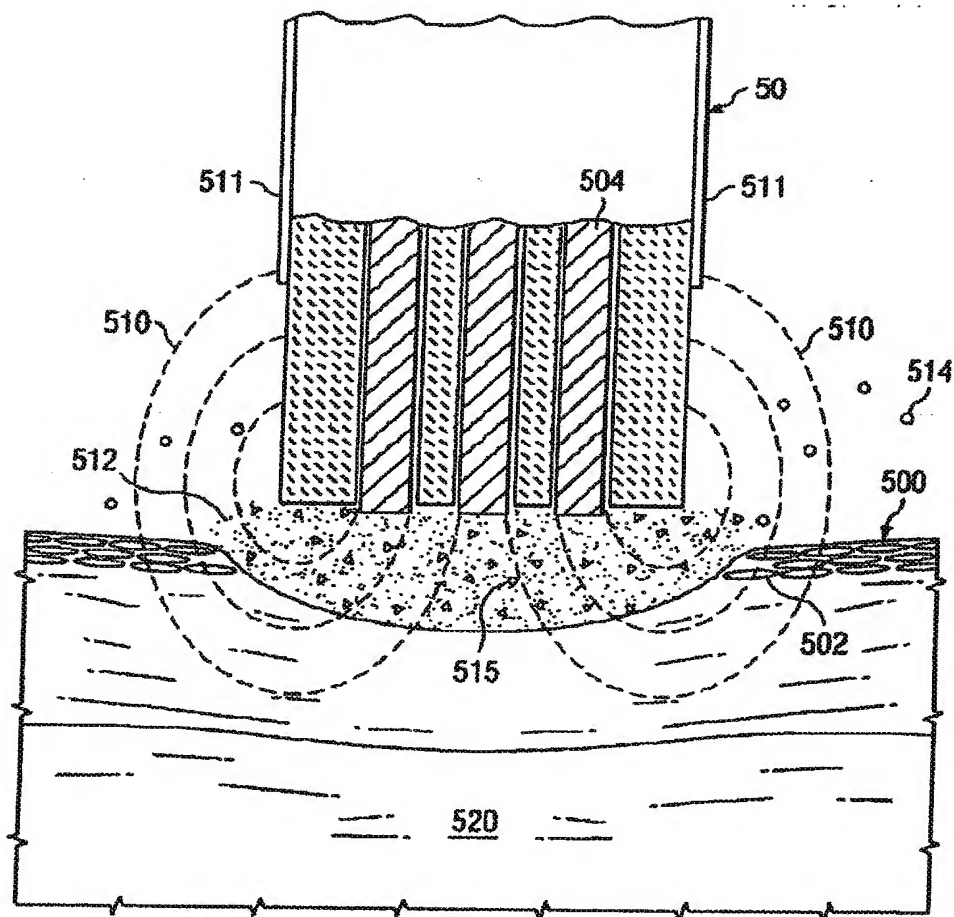


FIG. 5

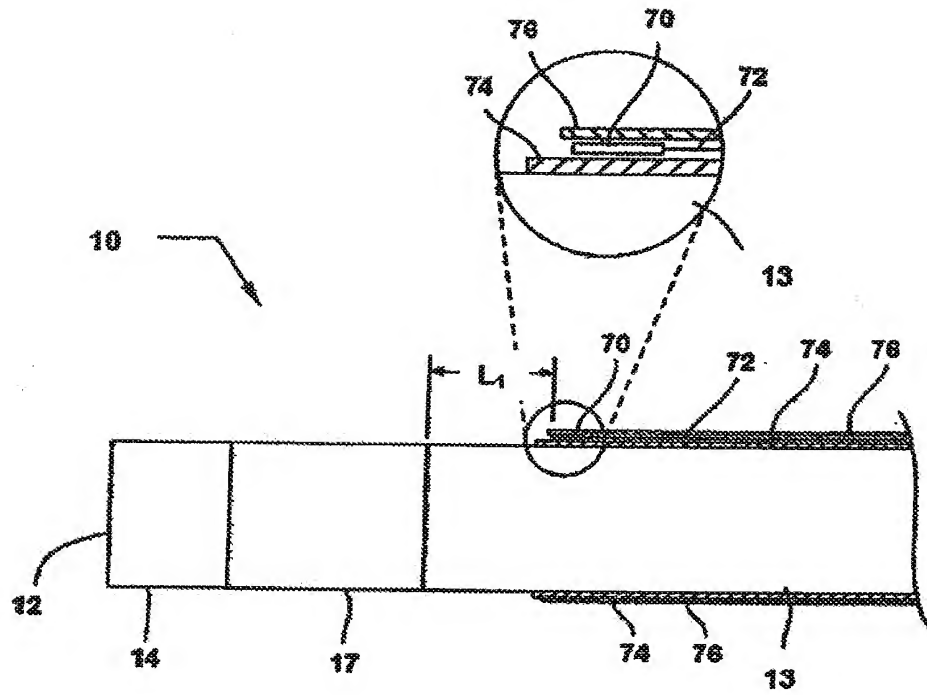


FIG. 6A

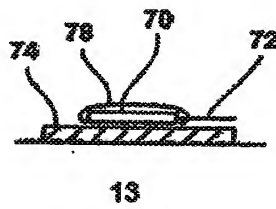


FIG. 6B

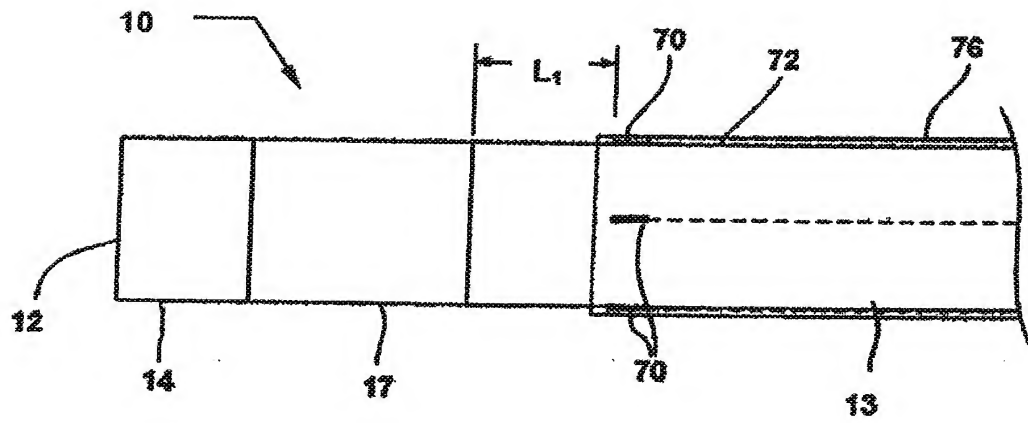


FIG. 7

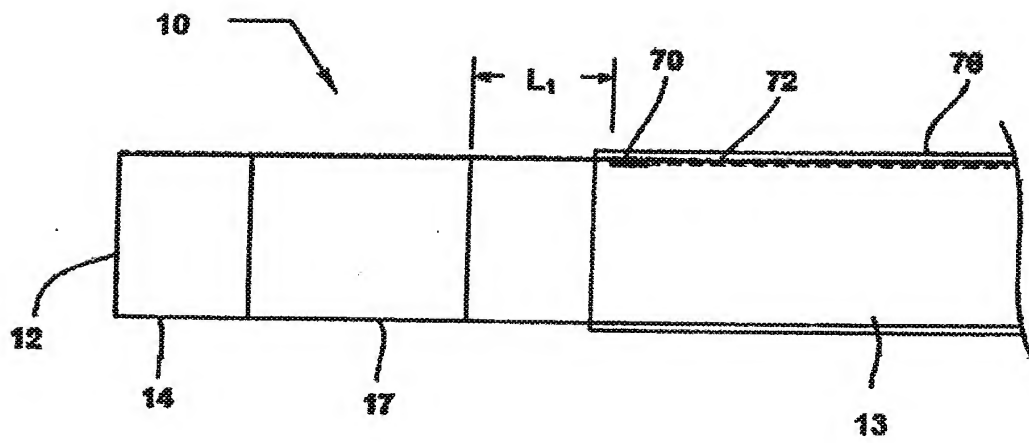
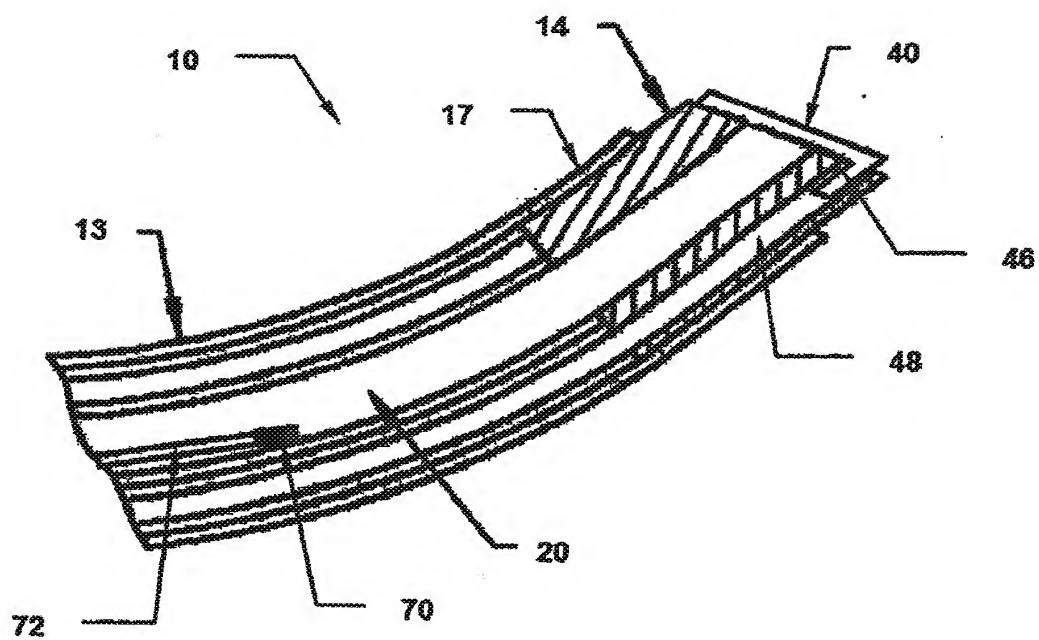


FIG. 8



**FIG. 9**



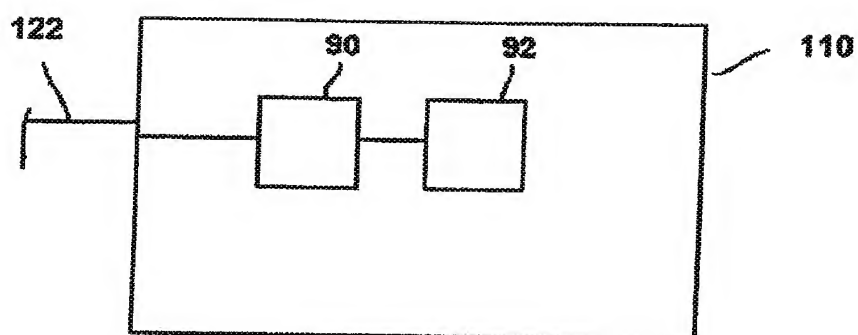


FIG. 10

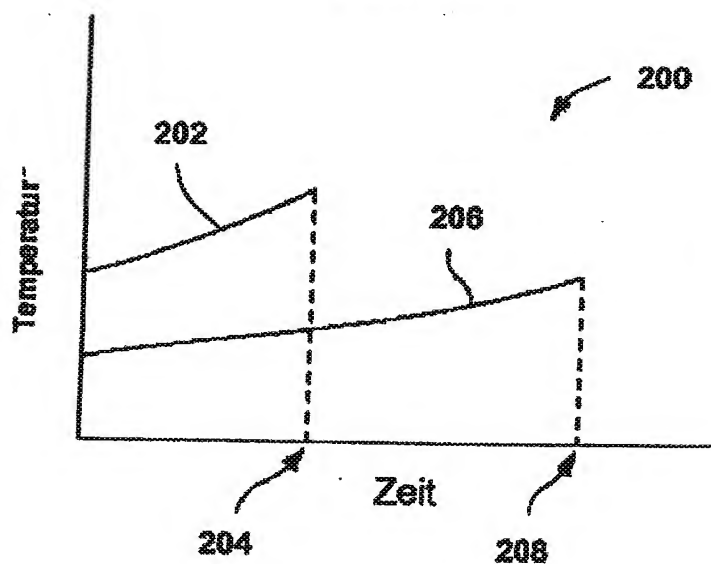


FIG. 11

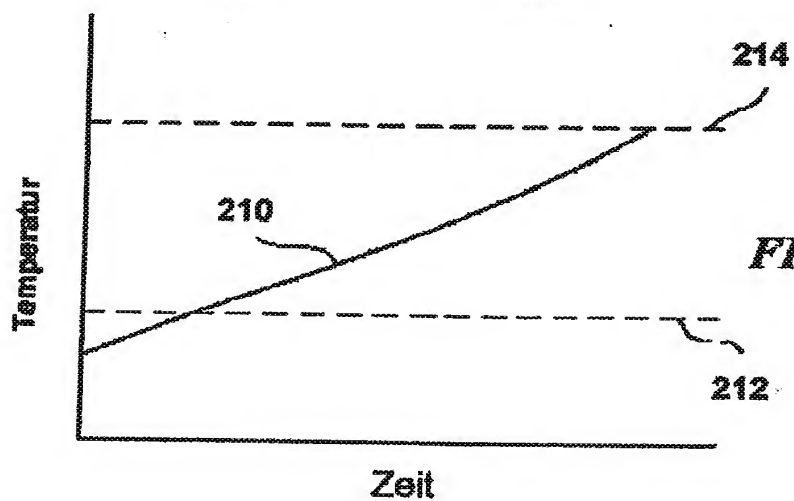


FIG. 12

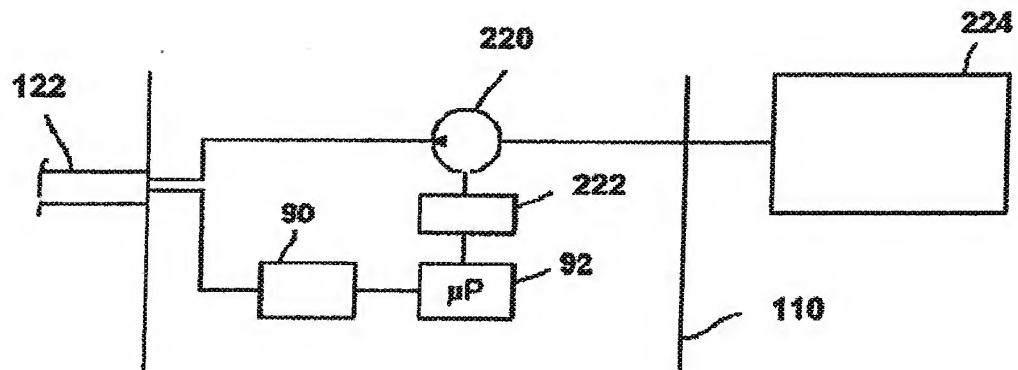


FIG. 13

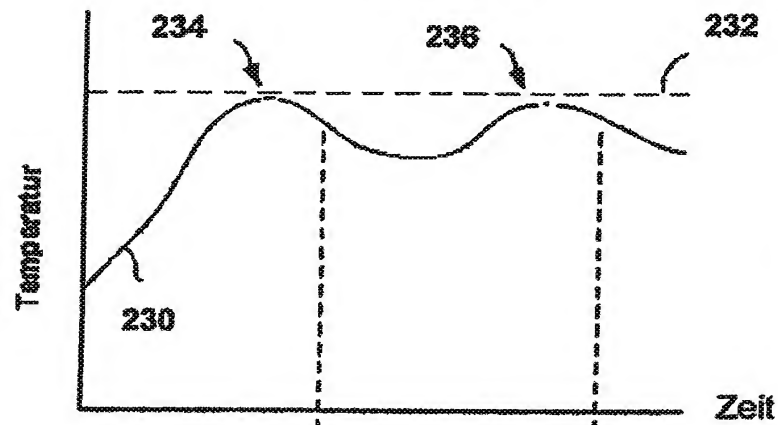


FIG. 14A

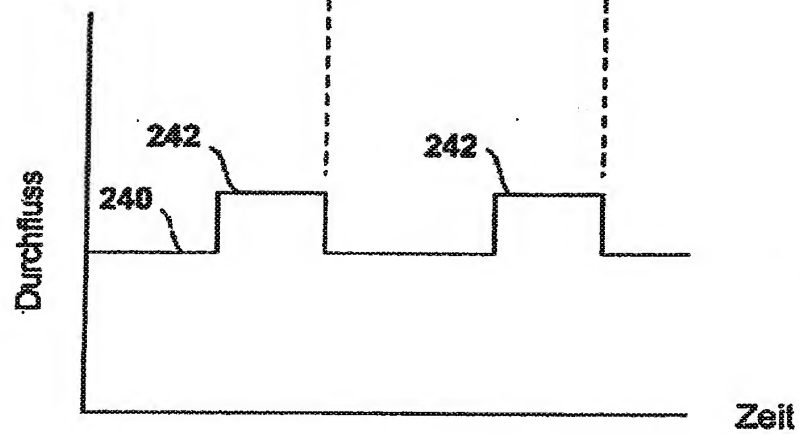


FIG. 14B